

**IVAN DARIO LUSICHI SALDIVAR**

**PROCESSADOR MULTIMÍDIA DE SONS CARDÍACOS**

Dissertação apresentada ao programa de  
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da  
Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis  
27 de Fevereiro de 1997

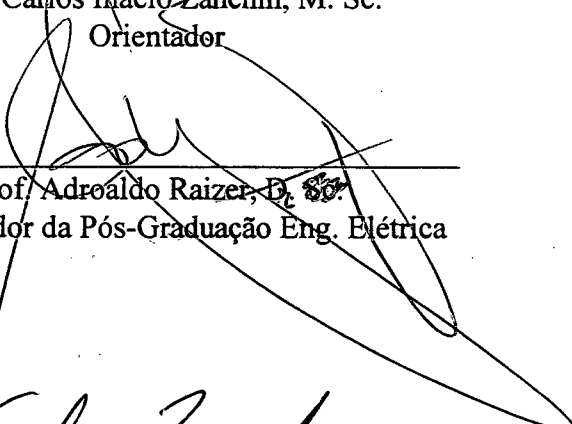
**IVAN DARIO LUSICHI SALDIVAR**

**PROCESSADOR MULTIMÍDIA DE SONS CARDÍACOS**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre, especialidade em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.



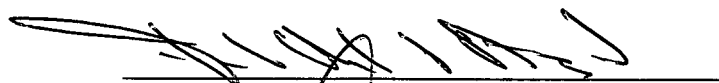
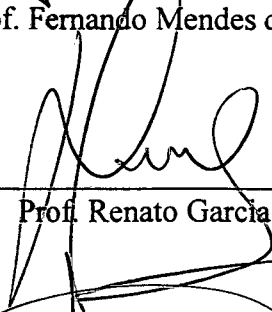
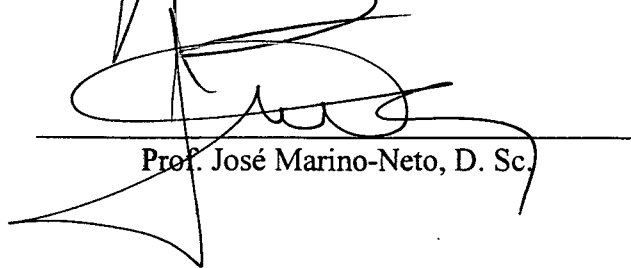
Prof. Carlos Inácio Zanchin, M. Sc.  
Orientador

  
Prof. Adroaldo Raizer, D. Sc.  
Coordenador da Pós-Graduação Eng. Elétrica

Banca examinadora:



Prof. Carlos Inácio Zanchin, M. Sc.  
Presidente

  
Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D. Sc.  
Prof. Renato Garcia Ojeda, D. Sc.  
Prof. José Marino-Neto, D. Sc.

## DEDICATÓRIA

A Deus

A minha família

A Cynthia Maria, Luis, Lucas, Vinicius, Enes e Eliseu

## AGRADECIMENTOS

Aos professores Carlos Inácio Zanchin e Hanilson Savi pela orientação e confiança depositada.

A John Wisbeck, Amoraci Algarve e ao meu amigo Marco Benedetti, já que sem a ajuda desinteressada destas pessoas este trabalho não teria chegado a bom porto.

Aos amigos e colegas do GPEB

À CAPES pelo apoio financeiro.

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
1.1 PREÂMBULO	15
1.2 OBJETIVOS E JUSTIFICATIVA	16
1.3 ESTADO DA ARTE	17
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	18
<b>CAPÍTULO 2: FONOCARDIOGRAFIA</b>	<b>19</b>
INTRODUÇÃO	19
2.1 GENERALIDADES	20
2.2 BULHAS CARDÍACAS	21
2.3 SISTEMAS UTILIZADOS PARA DETECTAR OS SONS CARDÍACOS	22
2.3.1 <i>Estetoscópios</i>	23
2.3.2 <i>Fonocardiógrafo</i>	25
2.4 FOCOS OU ÁREAS DE AUSCULTA DAS BULHAS CARDÍACAS	27
2.5 CARACTERÍSTICAS E ORIGENS DOS RUÍDOS CARDÍACOS	29
2.5.1 <i>Primeira Bulha Cardíaca</i>	29
2.5.2 <i>Segunda Bulha Cardíaca</i>	31
2.5.3 <i>Terceira Bulha Cardíaca</i>	32
2.5.4 <i>Quarta Bulha Cardíaca</i>	33
2.6 ALGUMAS LESÕES VALVULARES	34
2.7 SOPROS CARDÍACOS	35
2.7.1 <i>Sopro da Estenose Aórtica</i>	36
2.7.2 <i>Sopro da Insuficiência Aórtica</i>	36
2.7.3 <i>Sopro da Estenose Mitral</i>	36
2.7.4 <i>Sopro da Insuficiência Mitral</i>	37
2.8 UM MODELO PARA OS SINAIS DO FCG	37
<b>CAPÍTULO 3: HARDWARE</b>	<b>39</b>
INTRODUÇÃO	39
3.1 PLACA DE SOM	40
3.2 DMA, IRQ E ENDEREÇO BASE DE E/S	40
3.3 A FAMÍLIA SOUND BLASTER® DE PLACAS DE ÁUDIO	42
3.3.1 <i>Processador de Som Digital (DSP)</i>	43
3.3.2 <i>Misturador</i>	44
3.3.3 <i>Sintetizador de FM</i>	44
3.3.4 <i>Interface de Barramento</i>	45
3.3.5 <i>Processador Avançado de Sinais (ASP)</i>	45
3.4 DIAGRAMA DE BLOCOS DA PLACA DE SOM	46
3.5 CONECTORES PARA A SÉRIE SB PRO E SB 16	48
3.6 FORMATO DO SOM DIGITALIZADO	49
3.7 MODOS DE OPERAÇÃO DO DSP	50
3.7.1 <i>Modo Direto</i>	51
3.7.2 <i>Modo DMA de Ciclo Único</i>	52
3.7.3 <i>Modo DMA Auto-Iniciado</i>	53
3.7.4 <i>Modo DMA de Alta Velocidade</i>	54
3.7.5 <i>Modo DMA ADPCM</i>	54
3.8 CAPACIDADE DE E/S DO DSP	55
3.9 PROGRAMAÇÃO DO DSP	57
3.9.1 <i>Endereços de E/S do DSP</i>	57
3.9.2 <i>Inicializando o DSP</i>	57
3.9.3 <i>Lendo dados do DSP</i>	58
3.9.4 <i>Escrevendo dados no DSP</i>	59

3.10 PROGRAMAÇÃO DO MISTURADOR .....	59
3.10.1 Sequência de Programação .....	59
<b>CAPÍTULO 4: METODOLOGIA E SOFTWARE .....</b>	<b>61</b>
INTRODUÇÃO .....	61
4.1 METODOLOGIA .....	62
4.2 CONCEITOS BÁSICOS DE ACÚSTICA .....	62
4.2.1 Pressão do Som .....	62
4.2.2 Nível de Pressão do Som .....	63
4.3 FAIXA DE AUDIBILIDADE DOS SONS CARDÍACOS .....	64
4.4 DIAGRAMA EM BLOCOS DO SISTEMA MULTIMÍDIA DE AQUISIÇÃO .....	66
4.5 FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM .....	68
4.6 REQUERIMENTOS DO SISTEMA .....	69
4.7 DESCRIÇÃO DO SOFTWARE .....	70
4.7.1 Modo de Operação da Placa de Som .....	71
4.7.2 Formato do Arquivo de Som Digitalizado .....	74
4.7.3 Tamanho da Amostra .....	74
4.7.4 Controle das Entradas .....	75
4.7.5 Taxa de Amostragem .....	75
4.7.6 Controle de Volume e Tons .....	76
4.7.7 Controle de Ganho .....	77
4.7.8 Linguagens Utilizadas na Programação .....	78
4.7.9 Sistema de Ajuda para Windows® .....	79
<b>CAPÍTULO 5: RESULTADOS .....</b>	<b>82</b>
INTRODUÇÃO .....	82
5.1 O PROBLEMA DA LARGURA DE FAIXA DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO .....	83
5.2 TESTES REALIZADOS .....	85
5.2.1 PARTE I: Registro e Reprodução de Sinais Baixa Frequência .....	85
5.2.2 PARTE II: Registro e Reprodução de FCG .....	90
<b>CAPÍTULO 6: CONCLUSÕES .....</b>	<b>95</b>
6.1 CONCLUSÕES .....	96
6.2 TRABALHOS FUTUROS .....	98
<b>APÊNDICE A: MAPA DE REGISTRADORES DO MISTURADOR PARA AS SÉRIES SB PRO II E SB 16 .....</b>	<b>99</b>
A.1 DESCRIÇÃO FUNCIONAL .....	100
A.2 DESCRIÇÃO OPERACIONAL .....	101
A.3 PORTAS DE ENDEREÇAMENTO .....	102
A.4 PALAVRA DE CONTROLE .....	102
A.5 MODOS DE CONTAGEM .....	103
<b>APÊNDICE B: CONFIGURANDO O TEMPORIZADOR DE INTERRUPÇÕES PROGRAMÁVEIS 8253 .....</b>	<b>105</b>
B.1 MAPA DE ENDEREÇOS DE E/S PARA A SÉRIE SB PRO. ....	106
B.2 MAPA DE ENDEREÇOS DE E/S PARA A SÉRIE SB 16 .....	107
<b>APÊNDICE C: COMANDOS DO DSP PARA TRABALHAR EM MODO DIRETO .....</b>	<b>110</b>
<b>REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>113</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 2.1: COMPARAÇÃO DA FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA ACÚSTICA DURANTE A ASCULTAÇÃO, COLOCANDO O OUVIDO DIRETAMENTE COM A PAREDE TORÁXICA, LINHA VERMELHA DE 0 dB, E UTILIZANDO UM ESTETOSCÓPIO SPECTRUM DA TYCOS INSTRUMENTS. A REGIÃO DE COR VERDE INDICA A RESPOSTA DE FREQUÊNCIA SUPERIOR (20-100 Hz) DA PEÇA TORÁCICA EM FORMA DE CAMPANA. A REGIÃO DE COR CELESTE INDICA A CAPACIDADE AMPLIFICADORA DO DIAFRAGMA NA FAIXA DE ALTAS FREQUÊNCIAS (100-500 Hz) [TYCOS INSTRUMENTS, 199-A].....	23
FIGURA 2.2: COMPONENTES PRINCIPAIS DE UM ESTETOSCÓPIO. 1-CORPO ASUCULTADOR; 2-A-MODELO SOM DUPLO: SINO, 2-B-MODELO SOM SIMPLES: BASE; 3-DIAFRAGMA; 4-ANEL FIXADOR; 5- MODELO SOM DUPLO: ANEL DE VEDAÇÃO; 6-MODELO SOM DUPLO: CONECTOR GIRATÓRIO, MODELO SOM SIMPLES: CONECTOR FIXO; 7-TUBO DE BORRACHA EM “Y”; 8-HASTES METÁLICAS; 9-OLIVAS [SWISSBRAS, 199-]. .....	25
FIGURA 2.3: CORRELAÇÃO DOS EVENTOS SONOROS, ELÉTRICOS E PULSÁTEIS ASSOCIADOS COM A DINÂMICA DO CORAÇÃO. <i>PULSO JUGULAR VENOSO</i> : A ONDA A É DEVIDA À CONTRAÇÃO ATRIAL; A C APARECE NO INÍCIO DA CONTRAÇÃO DO VENTRÍCULO DIREITO (FECHAMENTO DA VÁLVULA TRICÚSPIDE); E A V É PROVOCADA PELO ENCHIMENTO DO ÁTRIO ENQUANTO A VÁLVULA TRICÚSPIDE ESTÁ FECHADA. <i>PULSO CAROTÍDEO</i> : APARECE PRINCIPALMENTE NO ÁPICE DA PRESÃO AÓRTICA, A ONDA P ACONTECE NA MÁXIMA EJEÇÃO; A T APARECE MAIS TARDE NA SÍSTOLE; E A D INDICA O FECHAMENTO DA VÁLVULA AÓRTICA. <i>CHOQUE DE PONTA</i> : A ONDA A É PROVOCADA PELA CONTRAÇÃO ATRIAL; A C APARECE NO INÍCIO DA CONTRAÇÃO ISO-VOLUMÉTRICA; E É O PICO MÁXIMO SISTÓLICO; E NO PONTO O, A VÁLVULA MITRAL ABRE [WEBSTER, 1992]. .....	26
FIGURA 2.4: FOCOS OU ÁREAS DE AUSCULTA NA PAREDE TORÁCICA: A, ÁREA AÓRTICA; P, ÁREA PULMONAR; T, ÁREA TRICÚSPIDE; E M, ÁREA MITRAL [WEBSTER, 1992]. .....	28
FIGURA 2.5: VÁLVULAS MITRAL E AÓRTICA [GUYTON, HALL, 1996]. .....	30
FIGURA 2.6: BULHAS CARDÍACAS NORMAIS TENDO COMO REFERÊNCIA O ELETROCARDIOGRAMA (ECG). (A) RITMO DE DOIS TEMPOS OU BINÁRIO, NO QUAL SE OUVEM APENAS DUAS BULHAS: B1 E B2. (B) RITMO DE TRÊS TEMPOS OU RITMO TRÍPLICE, PELA PRESENÇA DE UMA TERCEIRA BULHA: B3 [PORTO, 1990]. .....	33
FIGURA 2.7: FONOCARDIOGRAMA DE CORAÇÕES NORMAIS E ANORMAIS. (A) NORMAL; (B) ESTENOSE AÓRTICA; (C) INSUFICIÊNCIA MITRAL; (D) INSUFICIÊNCIA AÓRTICA; (E) ESTENOSE MITRAL [23]. ..	34
FIGURA 2.8: ESQUEMAS QUE EXPLICAM A GERAÇÃO DE TURBULÊNCIAS E SOPROS. (A) AUMENTO DA VELOCIDADE DO FLUXO SEM ALTERAÇÕES DO CALIBRE (EXEMPLO: ANEMIA); (B) OBSTRUÇÃO PARCIAL (EXEMPLO: ESTENOSE VALVULAR); (C) DILATAÇÃO VALVULAR (EXEMPLO: DILATAÇÃO DA AORTA E DA PULMONAR); (D) COMBINAÇÃO DE FATORES: OBSTRUÇÃO LOCALIZADA COM DILATAÇÃO VASCULAR ALÉM DA ESTENOSE [HOUSSAY, 1984]. .....	35
FIGURA 2.9: MODELO DOS SINAIS DO FCG CAPTADOS EXTERNAMENTE [SAVA, McDONNELL, 1996] .....	37
FIGURA 4.1: NÍVEIS DE PRESSÃO DE SONS E LIMIARES DE AUDIBILIDADE E TOLERÂNCIA PARA PESSOAS JOVENS COM BOA AUDIÇÃO, NA FAIXA DE ÁUDIO-FREQUÊNCIA. REFERÊNCIA PADRÃO DE PRESSÃO, $P_0 = 0,0002 \text{ N/m}^2$ [BECKWITH, MARANGONI, LIENHARD, 1995]. .....	64
FIGURA 4.2: AMPLITUDES DAS VIBRAÇÕES DE DIFERENTES FREQUÊNCIAS DAS BULHAS E SOPROS CARDÍACOS EM RELAÇÃO AO LIMAR DE AUDIBILIDADE, MOSTRANDO QUE A FAIXA DE SONS PODE SER OUVIDA ESTÁ ENTRE APROXIMADAMENTE 40 E 500 Hz [GUYTON, HALL, 1996] .....	65
FIGURA 4.3: DIÁGRAMA EM BLOCOS SIMPLIFICADO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO .....	66
FIGURA 4.4: ESQUEMA ILUSTRANDO O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SONS CARDÍACOS QUE UTILIZA UMA PLACA DE SOM DA SOUND BLASTER®. ....	68
FIGURA 4.5: FLUXOGRAMA DO PROGRAMA QUE CONFIGURA A PLACA DE SOM PARA A AQUISIÇÃO DE SONS CARDÍACOS. ....	72
FIGURA 4.6: FLUXOGRAMA DO PROGRAMA QUE CONFIGURA A PLACA DE SOM PARA A AQUISIÇÃO DE SONS CARDÍACOS (CONTINUAÇÃO DA FIGURA 4.5). ....	73
FIGURA 4.7: TELA DAS PRINCIPAIS CONFIGURAÇÕES DO PROGRAMA. ....	75
FIGURA 4.8: TELA DE CONTROLE DE NÍVEIS VOLUME E TONS AGUDOS E BAIXOS.....	77
FIGURA 4.9: TELA DE CONTROLE DOS GANHOS DE ENTRADA E SAÍDA .....	78
FIGURA 4.10: TELA DO SISTEMA DE AJUDA PARA WINDOWS NO PROGRAMA APLICATIVO.....	80

FIGURA 5.1 LARGURA DE FAIXA PARA SÉRIE SB 16 FORNECIDA PELO FABRICANTE [RIDGE, GOLDEN, LUK, ET AL, 1994].	83
FIGURA 5.2: FAIXA DE FREQUÊNCIAS DE UMA SB 16 OBTIDA ATRAVÉS DE SENOIDES CAPTADAS PELO SISTEMA DE AQUISIÇÃO.	84
FIGURA 5.3: SINAL DE ECG DO SIMULADOR BIOTEK PLUS CAPTADO EM UM OSCILOSCÓPIO COM ARMAZENAGEM DIGITAL TEKTRONIX MODELO 2201. ESCALA HORIZONTAL: 0,1 DIV/S. ESCALA VERTICAL 20 mV/DIV.	88
FIGURA 5.4: SINAL DE ECG DISTORCIDO DO SIMULADOR BIOTEK PLUS CAPTADO PELO PROGRAMA. ENTRADA: LINE IN. TAXA DE AMOSTRAGEM: 300 AMOST/S. TEMPO DE AQUISIÇÃO: 10 S.	88
FIGURA 5.5: SINAL DE ECG DO SIMULADOR MUTIPARÂMETROS DA BIOTEK CAPTADO EM UM OSCILOSCÓPIO COM ARMAZENAGEM DIGITAL TEKTRONIX MODELO 2201. ESCALA HORIZONTAL: 0,1 DIV/S. ESCALA VERTICAL 20 mV/DIV.	89
FIGURA 5.6 SINAL E ECG DISTORCIDO DO SIMULADOR MULTIPARÂMETROS DA BIOTEK CAPTADO PELO PROGRAMA. ENTRADA: LINE IN. TAXA DE AMOSTRAGEM: 300 AMOST/S. TEMPO DE AQUISIÇÃO: 10 S.	89
FIGURA 5.7: SONS CARDÍACOS NORMAIS.	91
FIGURA 5.8: FONOCARDIOGRAMA DA ESTENOSE AÓRTICA.	91
FIGURA 5.9: FONOCARDIOGRAMA DA INSUFICIÊNCIA AÓRTICA.	92
FIGURA 5.10: FONOCARDIOGRAMA DA INSUFICIÊNCIA MITRAL.	92
FIGURA 5.11: SINAIS DA PRIMEIRA E SEGUNDA BULHAS, CAPTADOS PELO SISTEMA DE AQUISIÇÃO.	94
FIGURA 5.12: SINAIS DA PRIMEIRA E SEGUNDA BULHAS CAPTADOS PELO SISTEMA DE AQUISIÇÃO E EXPANDIDOS NO TEMPO.	94
FIGURA A1: DIAGRAMA EM BLOCOS DO TIP 8253 [INTEL CORPORATION, 1984A].	100



## LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1: PLACAS DE SOM SOUND BLASTER <sup>®</sup> VERSUS NÚMERO DA VERSÃO DO DSP [CREATIVE LABS., 1996B].....	42
TABELA 3.2: VALORES DA AMOSTRA PCM DE 8 E 16 BITS [CREATIVE LABS., 1996B].....	49
TABELA 3.3: MODOS DE OPERAÇÃO DE DMA PERMITIDOS [CREATIVE LABS., 1996B]. ....	55
TABELA 3.4: CAPACIDADE DE SAÍDA DE SOM DIGITALIZADO SEGUNDO AS DIVERSAS VERSÕES DE DSP [CREATIVE LABS., 1996B].....	56
TABELA 3.5: CAPACIDADE DE ENTRADA DE SOM DIGITALIZADO SEGUNDO AS DIVERSAS VERSÕES DE DSP [CREATIVE LABS., 1996B].....	56
TABELA 3.6: PORTAS DE E/S DO DSP [CREATIVE LABS., 1996B].....	57
TABELA 3.7: PORTAS DE ACESSO AO MISTURADOR [CREATIVE LABS., 1996B]. ....	60
TABELA B1: ENDEREÇOS BASES SELECIONÁVEIS DA SÉRIE SB PRO [CREATIVE LABS., 1996B]. ....	106
TABELA B2: MAPA DE REGISTRADORES DO MISTURADOR CT1345 - SÉRIE SB PRO. [CREATIVE LABS., 1996B].....	107
TABELA B3: ENDEREÇOS BASES SELECIONÁVEIS DA SÉRIE SB 16 [CREATIVE LABS., 1996B].....	107
TABELA B4: MAPA DE REGISTRADORES DO MISTURADOR CT 1745 - SÉRIE SB 16 [CREATIVE LABS., 1996B].....	108
TABELA B5: MAPA DE REGISTRADORES DO MISTURADOR CT 1745 - SÉRIE SB 16 [CREATIVE LABS., 1996B].....	109

## LISTA DE SÍMBOLOS

amost	Amostra
$\mu$ bar	Micro ( $1 \cdot 10^{-6}$ ) bar
dB	Decibéis
dy	Dyna
m	Metro
mmHg	Milímetro de mercúrio
cm	Centímetro
h	Número hexadecimal
Hz	Hertz
KB	Kilo ( $1 \cdot 10^3$ ) byte
MB	Mega ( $1 \cdot 10^6$ ) byte
mVpp	Milivolt ( $1 \cdot 10^{-3}$ ) Volts pico a pico
min	Minutos
N	Newton
$\Omega$	Ohms
Pa	Pascal
s	Segundos
W	Watts

## LISTA DE SIGLAS

ADPCM	Modulação por código de pulso diferencial adaptativo
ADC	Conversor analógico digital
ASP	Processador avançado de sinais
AV	Válvulas atrio-ventriculares
CD	Disco compacto
CPU	Unidade de processamento central
DAC	Conversor digital analógico
DSP	Processador Digital de Som <sup>1</sup>
DMA	Acesso direto a memória
DRAM	RAM dinâmica
DLL	Biblioteca de ligação dinâmica
ECG	Eletrocardiograma
E/S	Entrada e saída
FM	Modulação em frequência
FCG	Fonocardiograma
IRQ	Pedido de interrupção
LSB	Bit menos significativo
MSB	Bit mais significativo
PC	Computador pessoal
PCM	Modulação por código de pulso
RAM	Memória de acesso randômico
rms	Valor médio quadrático
ROM	Memória só de leitura
SB	Sound Blaster®
SPL	Nível de pressão do som
VGA	Adaptador gráfico de vídeo
SVGA	Super VGA

---

<sup>1</sup> Originalmente esta sigla é utilizada para *Processador Digital de Sinais*. No entanto a Creative Labs, Inc. fabricante da Sound Blaster®, utiliza o termo DSP como sendo *Processador Digital de Som*. Neste trabalho usar-se-á o termo como definido pela Creative Labs., Inc.

## RESUMO

### PROCESSADOR MULTIMÍDIA DE SONS CARDÍACOS

Este trabalho apresenta um método para a implementação de um sistema de aquisição utilizando a placa de áudio de um IBM-PC ou compatível para a captação, registro e posterior reprodução de sinais fonocardiográficos. Configurou-se o processador de som digital e o misturador de uma placa de som em modo direto, que permite adquirir sinais a baixas taxas de amostragem, o qual é adequado para trabalhar com sinais biomédicos. A taxa de amostragem é totalmente controlada por um programa aplicativo e a interrupção do temporizador foi utilizada para facilitar este procedimento. O processamento das amostras é feito em tempo real. Os sinais captados são armazenados como arquivos de som em disco. O programa apresenta uma interface gráfica que facilita a entrada e saída de dados. No projeto utilizaram-se placas de som Sound Blaster<sup>®</sup> da Creative Labs, Inc. Alguns conceitos básicos e definições da origem e características das bulhas cardíacas são também introduzidos. O desempenho do sistema desenvolvido e seus componentes foram testados e avaliados, apresentando-se também algumas sugestões para trabalhos futuros.

Palavras Chave: sistema de aquisição, fonocardiografia, placa de som, sinal biomédico, taxa de amostragem, bulhas cardíacas.

## ABSTRACT

## CARDIAC SOUNDS MULTIMEDIA PROCESSOR

*This paper introduces a method for acquisition system implementation that uses a IBM-PC or compatible sound card to phonocardiographic signals acquisition, recording and playing. Configuring the sound card digital sound processor in direct mode, allow signal acquisition at low sampling rates, that is appropriate for biomedical signals. The sampling rate is totally controlled by a software and timer interruption was used for facilitate this procedure. The sample processing was made on-line. The acquired signals were saved as sound files in hard or floppy disks. The software presents a graphic interface that facilitates input and output of data. The project uses Sound Blaster<sup>®</sup> audio cards of Creative Labs, Inc. Some basic concepts and definitions of cause, characteristics of heart sounds were introduced. Performance of the system and its components were tested and evaluated, introducing some suggestions also for further works.*

*Keywords: acquisition system, phonocardiography, sound card, biomedical signal, sampling rate, cardiac noises.*

## **Capítulo 1**

# **Introdução**

## 1.1 Preâmbulo

A fonocardiografia é uma técnica não invasiva que constitui um método efetivo para o monitoramento da integridade das válvulas do coração, e também para o estudo do relacionamento entre os sons do coração e os eventos cardiovasculares que os produzem [Mountcastle, 1978]. A influência dos sistemas pulmões-tórax e coração-válvulas na composição espectral do sons cardíacos, especialmente na primeira e segundas bulhas, constitui um dos motivos fundamentais do estudo do som do coração [Sava, McDonnell, 1996]. Daí que o desenvolvimento da fonocardiografia e da auscultação tem atraído o interesse de muitos pesquisadores, especialmente aqueles envolvidos com disciplinas clínicas. A fonocardiografia é utilizada como complemento da auscultação e palpação, sendo o seu registro de grande importância na hora de ensinar a arte da auscultação [Rolfe, 1979].

Embora a fonocardiografia e a auscultação tenham uma longa história, o conhecimento sobre as origens dos sons do coração pode ser considerado ainda pequeno. Este fato se confirma pela grande massa de informação empírica que relaciona os sons gerados pelo coração à função cardiovascular e comportamento das válvulas cardíacas [Barry, 1991], [Durand, Pirabot, Langlois et al, 1991], [Tang, Danmin, Durand, 1992], [Sava, McDonnell, 1996]. Durante os últimos anos novas discussões têm-se originado já que os dados adquiridos com os novos métodos, como o ultra-som ou a ecocardiografia, produziram uma reavaliação das teorias existentes. Devido a que se trata de uma técnica totalmente não-invasiva, a escuta dos sons do coração sempre tem chamado a atenção, constituindo-se com o decorrer dos anos numa ferramenta poderosa no diagnóstico de doenças do coração [Rolfe, 1979], [Porto, 1990].

O registro dos sons cardíacos, assim como de outros sinais biomédicos, pode ser corrompido por muitas fontes de ruído e interferência

[Webster, 1984]. Os engenheiros biomédicos têm trabalhado nestes últimos anos no entendimento das origens desses sinais indesejáveis, com a finalidade de desenvolver métodos e dispositivos para minimizá-los. A aplicação destes princípios de engenharia pode resultar em sinais fonocardiográficos mais claros e consequentemente melhorar o desempenho médico, principalmente no diagnóstico de lesões valvulares e dinâmica circulatória [Guyton, Hall, 1996].

## **1.2 Objetivos e Justificativa**

A proposta deste trabalho é desenvolver um sistema de aquisição de sons cardíacos utilizando a placa de som, previamente instalada, de um IBM-PC ou compatível. O sistema consta de um microfone, alto-falantes externos, uma placa de som e um software instalável em qualquer PC. Os dados captados pelo sistema são visualizados em tempo real na tela do computador e podem ser armazenados na memória, em disco rígido ou flexível.

Basicamente o projeto consiste em configurar o DSP (Digital Sound Processor - Processador Digital de Som) e o misturador da placa de som para a aquisição de sinais biomédicos de baixa frequência. Como um primeiro passo decidiu-se trabalhar com as bulhas cardíacas, mas acredita-se que o sistema possa ser expandido a outros sinais como o eletrocardiograma. Utilizaram-se placas de áudio Sound Blaster® da Creative Labs, Inc. por dois motivos principais: sua popularidade no mercado multimídia e baixo custo. Estes fatores ganham importância quando o presente trabalho sirva de base para outros relacionados à aquisição multimídia de sinais biomédicos.

Nos últimos anos, têm existido inúmeras tentativas de obter mais informação dos diversos sinais biomédicos por processos computacionais de um ou outro tipo. Um enorme esforço tem-se dedicado ao processamento e



análise computacional destes sinais com dois principais objetivos: primeiro, obter mais informação que a fornecida pelo estudo visual convencional dos registros; e segundo, automatizar a análise dos registros para evitar a necessidade de pessoas altamente especializadas na área o que tornaria as rotinas clínicas mais rápidas e econômicas. A idéia é que um PC possa realizar a tarefa de um ou se possível, vários equipamentos biomédicos ao mesmo tempo.

### **1.3 Estado da Arte**

Antigamente, os médicos escutavam os sons cardíacos dos pacientes apoiando os ouvidos diretamente na parede do tórax. Já a partir do século passado, com a invenção do estetoscópio em 1819 por Lanec, na França e a idealização do estetoscópio auricular flexível por Camman, em 1855 nos EUA, revolucionou-se a investigação e diagnóstico das doenças cardíacas e pulmonares [Porto, 1990].

Normalmente eletrocardiógrafos são utilizados como fonocardiógrafos. Estes equipamentos possuem com diversas escalas de amplificação elétrica e um microfone que permite a aquisição e registro dos sons cardíacos para uma análise posterior. Um sistema de filtros permite selecionar a faixa que se deseja estudar [Houssay, 1984]. Tem-se tentado também, com êxito, a fonocardiografia intracardíaca, na qual um microfone é introduzido nas cavidades cardíacas mediante cateterismo por via venosa [Webster, 1992].

Uma evolução significativa sofreu o registro dos sons cardíacos com o passar dos anos. Na área de ensino, o objetivo principal destes registros é proporcionar um meio de treinamento do pessoal médico para o reconhecimento de cardiopatias. Assim, encontram-se manuais e gravações de bulhas cardíacas em discos de vinil [Ravin, 1968], fitas cassetes [Ruídos

Cardíacos, 19--] e CDs. Com o desenvolvimento e barateamento dos dispositivos e técnicas digitais, os sinais analógicos podem convertidos em sinais digitais e armazenados em memórias [Garcia, 1986] ou discos flexíveis [Rodrigues, 1997].

## **1.4 Organização do Trabalho**

O presente trabalho está dividido em seis capítulos e três apêndices. Considera-se esta introdução como capítulo 1. O capítulo 2 - Fonocardiografia: proporciona os conceitos básicos sobre fonocardiografia. É feita uma comparação descritiva entre os diversos equipamentos e dispositivos utilizados atualmente para ouvir e registrar as bulhas cardíacas. Apresentam-se as principais teorias sobre a origem das bulhas cardíacas normais e anormais e alguns sinais biomédicos que servem como referência no diagnóstico de cardiopatias. O capítulo 3 - Hardware: Este capítulo define e descreve as principais partes da família Sound Blaster<sup>®</sup> de placas de áudio, os princípios básicos para a programação do DSP e a seqüência de programação do misturador. Através de um diagrama de blocos detalha-se a arquitetura do hardware da placa de som. O capítulo 4 - Metodologia e Software: Constitui um visão global e detalhada do sistema de aquisição desenvolvido para a captação dos sons do coração. O fluxograma e o princípio de funcionamento do programa principal são cuidadosamente explicados. O capítulo 5 - Resultados: A finalidade deste capítulo é testar e avaliar o comportamento da placa na aquisição de eletrocardiogramas, bulhas cardíacas normais e anormais. O sexto e último capítulo discute os resultados obtidos e sugere algumas idéias que poderiam servir como base ou ajuda para trabalhos futuros.

## **Capítulo 2**

# **Fonocardiografia**

### **Introdução**

Este capítulo introduz os conceitos básicos da fonocardiografia. Relacionam-se, através de uma comparação descritiva, os diversos equipamentos e dispositivos utilizados atualmente para ouvir e/ou registrar as bulhas cardíacas. Apresentam-se as principais teorias sobre a origem dos sons cardíacos e outros sinais biomédicos que servem como referência para realizar um diagnóstico adequado do coração. São também descritos alguns sons cardíacos anormais, como os provocados pela estenose e a regurgitação<sup>1</sup> valvular.

---

<sup>1</sup> Fluxo com direção oposta à normal. Refluxo [Ferreira, 1996]

## 2.1 Generalidades

A fonocardiografia é o registro dos sons produzidos pelo coração. Suas principais vantagens são reduzir a interpretação subjetiva destes sons e possibilitar uma avaliação destes sinais do coração com relação aos eventos mecânicos e elétricos no ciclo cardíaco.

Um dos motivos principais para o desenvolvimento de instrumentos e equipamentos *fonocardiográficos* e *mecanocardiográficos*, é obter um registro visual dos fenômenos vibratórios originados no coração, e associados a vasos sanguíneos. Estes podem ser ouvidos através da auscultação ou observados através do exame físico do paciente. A diferença reside em que o termo fonocardiografia está relacionada às vibrações que são audíveis com a ajuda do estetoscópio, com espectro de frequência de 30 Hz a 1500 Hz aproximadamente, enquanto que o termo mecanocardiografia está restrita às vibrações que são visualmente ou manualmente observadas (palpitação), com faixa de frequência abaixo de 30 Hz, logo, os sons observados desta forma podem ter origem cardiovascular, pulmonar (respiração) ou estomacal [Rölfe, 1979].

Como o objetivo deste trabalho é aquisição dos sons cardíacos, este capítulo se limitará ao estudo de dois tipos de vibrações de origem cardiovascular: as *bulhas cardíacas* ou *sons cardíacos normais*, que consistem em vibrações de curta duração de caráter transitório produzidas principalmente pelo fechamento de válvulas cardíacas oscilação de vasos sanguíneos próximos ao coração, e os *sopros*, que são sons cardíacos anormais que parecem ruídos, com vibrações originadas pela turbulência do sangue causadas pela abertura ou fechamento impróprio das válvulas do coração. Possuem um padrão variável e com duração maior que as bulhas cardíacas. De uma forma geral os problemas técnicos a serem superados em fonocardiografia, podem ser divididos em:

- Origem dos sons cardíacos.
- Transmissão das vibrações geradas através da caixa torácica.
- Aquisição dos sinais.
- Amplificação, filtragem, registro e processamento dos sinais.

## 2.2 Ciclo Cardíaco e Sons Cardíacos

O coração pode ser considerado como uma bomba, onde o lado direito bombeia o sangue para os pulmões e o lado esquerdo fornece o sangue que sai dos pulmões para o resto do corpo. O ciclo de bombeio do coração consta de duas partes: a *sístole*, que é o período do batimento cardíaco em que os ventrículos estão contraídos, a pressão aumenta nos dois ventrículos, forçando o fluxo de sangue para as artérias aórtica e pulmonar. A *diástole*, define o período em que os ventrículos estão relaxados, permitindo a entrada de sangue em suas cavidades. As válvulas AV (Átrio-Ventriculares: Tricúspide e Mitral) impedem o refluxo de sangue dos ventrículos para os átrios respectivos na sístole, e as válvulas SL (Semi-Lunares: Pulmonar e Aórtica) impedem o refluxo de sangue para os ventrículos do sistemas arterial e pulmonar na diástole. A primeira bulha é causada pelo fechamento das válvulas AV no início da sístole, e a segunda bulha é provocada pelo fechamento das válvulas SL ao término da sístole e indica o início da diástole [Guyton, Hall, 1996], [Houssay, 1984].

Os eventos mecânicos do ciclo cardíaco produzem sons que podem ser ouvidos na superfície do corpo. A interpretação correta destes fenômenos acústicos proporciona um conhecimento preciso das condições hemodinâmicas e anatômicas do paciente, em estados normais ou patológicos.

As principais causas destes eventos sonoros são: o fechamento das válvulas cardíacas, as oscilações do sangue, vibrações das paredes do coração, vasos sanguíneos e turbulências do fluxo sanguíneo [Ruch, Patton, 1974b], [Rolfe, 1979], [Porto, 1990].

Com relação a frequência, o coração humano produz vibrações de baixa frequência, de 1 a 2000 Hz., aproximadamente, onde bulhas cardíacas e sopros preenchem uma faixa que vai de 20 a 800 Hz. Como o ouvido humano percebe fenômenos acústicos entre 20 e 20000 Hz., aproximadamente, na prática, considera-se audíveis os sons cardíacos compreendidos entre 40 e 500 Hz., aproximadamente [Houssay, 1984].

É mais fácil para o ouvido humano detectar mudanças de tonalidade que de intensidade, onde tonalidade está relacionada com a frequência do sinal e intensidade com a amplitude do sinal. Apesar da pequena diferença entre as principais bulhas cardíacas, constituídas pela primeira bulha de no máximo 45 Hz. e a segunda bulha de no máximo 70 Hz., aproximadamente, a primeira bulha é percebida com uma tonalidade mais baixa do que a segunda bulha [Mountcastle, 1978].

## **2.3 Sistemas Utilizados para Detectar os Sons Cardíacos**

Os sons do coração podem ser percebidos aproximando o ouvido à parede torácica ou por meio da utilização de um *estetoscópio*, aplicado em algumas regiões ou zonas do tórax. Além disso, as bulhas cardíacas podem ser captadas, amplificadas e registradas utilizando um microfone e um sistema de gravação. Este equipamento recebe o nome de *fonocardiógrafo*.

### 2.3.1 Estetoscópios

Antigamente, médicos escutavam os sons cardíacos dos pacientes apoiando os ouvidos na parede do tórax. A invenção do estetoscópio (*estethos*, peito e *skopos*, vigilante) em 1819 por Lanec, na França e a idealização do estetoscópio auricular flexível por Camman, em 1855 nos EUA [Porto, 1990], revolucionou a investigação diagnóstica das doenças cardíacas e pulmonares.

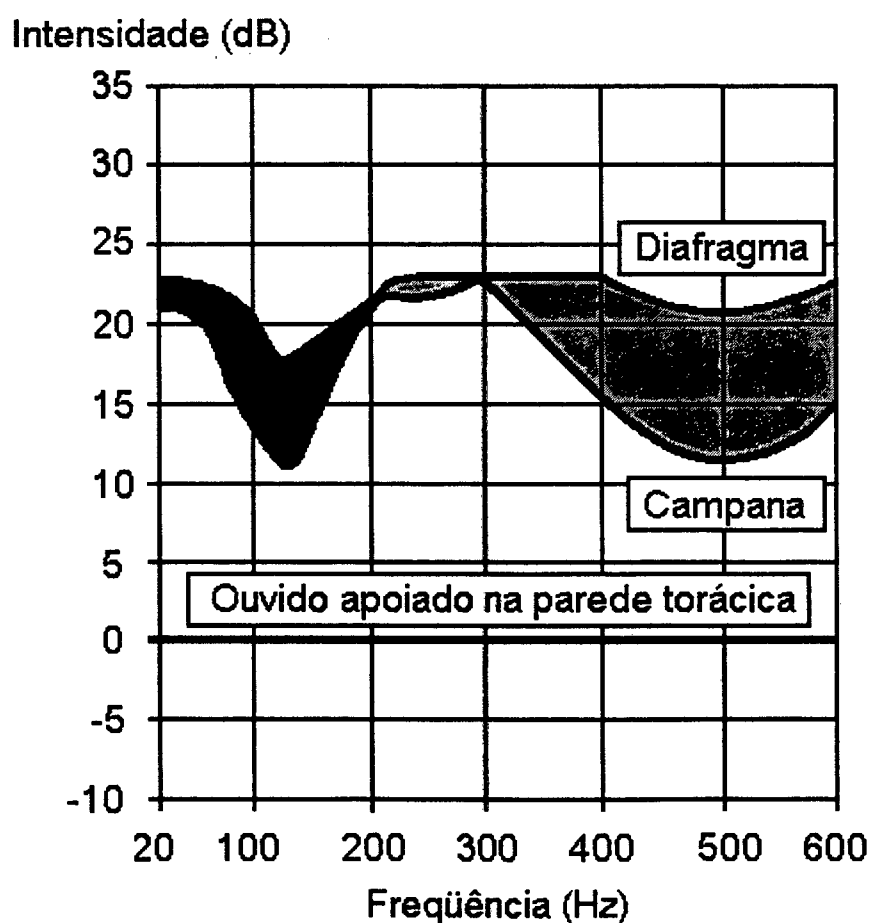


Figura 2.1: Comparação da função de transferência acústica durante a auscultação, colocando o ouvido diretamente com a parede torácica (linha vermelha de 0 dB), e utilizando um estetoscópio Spectrum da Tycos Instruments. A região de cor verde indica a resposta em frequência superior (20-100 Hz) da peça torácica em forma de campana. A região de cor celeste indica a capacidade amplificadora do diafragma na faixa de altas frequências (100-500 Hz) [Tycos Instruments, 199-a].

A sensibilidade auditiva humana está limitada para frequências menores a 1000 Hz, e é nula abaixo de 20 Hz. Além disso, a não-linearidade do sistema auditivo faz que a intensidade dos sons percebida em diferentes frequências, não seja proporcional às amplitudes das vibrações [Ruch, Patton, 1974a], [Rolfe, 1979].

O estetoscópio amplifica e distorce os sons do coração, mudando suas características e acentuando a não-linearidade do sistema auditivo humano (observe a figura 2.1). Portanto, sons percebidos com o estetoscópio podem não representar os eventos que estão acontecendo no tórax.

Existem vários tipos e modelos de estetoscópios, todos eles conformados pelos mesmos componentes, a diferença está na forma e qualidade do material utilizado para sua fabricação [Tycos Instruments, 199-b]. Seus principais componentes são:

- *Olivas ou peças auriculares*: Pequenas partes cônicas que possibilitam um adequado ajuste ao meato auditivo, criando um sistema fechado entre o ouvido e o aparelho.
- *Armação metálica provida de mola*: Comunica os tubos de borracha com as olivas. A mola é utilizada para permitir um ajuste perfeito do aparelho. A mola metálica não deve ser nem muito rígida, ao ponto de ser incômoda, nem muito flexível, já que prejudica a transmissão dos sons.
- *Tubos de borracha*: Com diâmetro oscilando entre 0,3 e 0,5 cm. e comprimento entre 25 e 30 cm. Estas medidas são para proporcionar o melhor desempenho acústico do aparelho.
- *Receptores*: Existem dois tipos: o de campânula e o de diafragma. A campânula tem um diâmetro de 2.5 cm, sendo mais sensível aos



sons de frequência mais baixa. O receptor de diafragma possui uma membrana semi-rígida, com diâmetro entre 3.0 e 3.5 cm, que permite detectar os ruídos cardíacos e pulmonares de frequência mais elevada, figura 2.2. É comum a utilização de um modelo provido dos dois tipos de receptores, com um mecanismo que permita acionar o receptor adequado segundo a aplicação [Porto, 1990], [Tycos Instruments, 199-a].

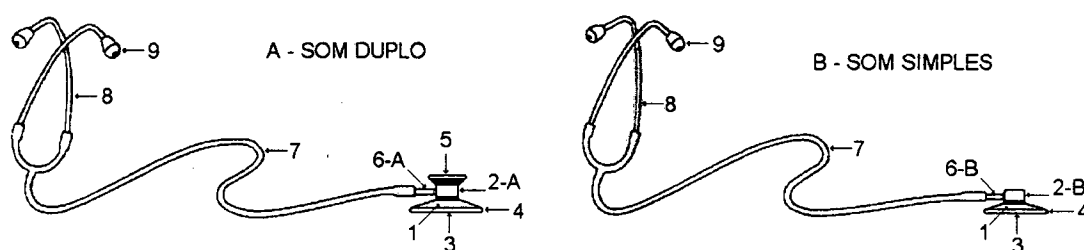


Figura 2.2: Componentes principais de um estetoscópio. 1-corpo auscultador; 2-A-modelo som duplo: sino, 2-B-modelo som simples: base; 3-diafragma; 4-anel fixador; 5- modelo som duplo: anel de vedação; 6-modelo som duplo: conector giratório, modelo som simples: conector fixo; 7-tubo de borracha em "Y"; 8-hastes metálicas; 9-olivas [Swissbras, 199-].

### 2.3.2 Fonocardiógrafo

O FCG ou fonocardiograma é o registro das bulhas cardíacas, e o equipamento que realiza esta tarefa recebe o nome de *fonocardiógrafo*. Na prática, a *fonocardiografia não-invasiva ou de superfície* pode ser obtida através de um eletrocardiógrafo munido de um microfone de superfície com características especiais. Este dispositivo adquire, amplifica e registra as bulhas cardíacas de baixa frequência. Um sistema de filtros permite a seleção da faixa de frequências que deseja-se estudar [Houssay, 1984].

A *fonocardiografia invasiva ou intracardiaca* consiste em captar e registrar as bulhas cardíacas dentro do coração. Neste processo, introduz-se nas cavidades cardíacas, por via venosa, um cateter que possui na sua

extremidade um microfone ativado. A fonocardiografia intracardiaca é eficaz na eliminação de artefactos devidos à respiração e ruídos ambientais, e na detecção de algumas anomalias cardíacas congênitas, que não são captadas através da fonocardiografia de superfície. Não entanto, não constitui um procedimento clínico padrão, sendo sua utilização limitada à pesquisa e investigação [Webster, 1992].

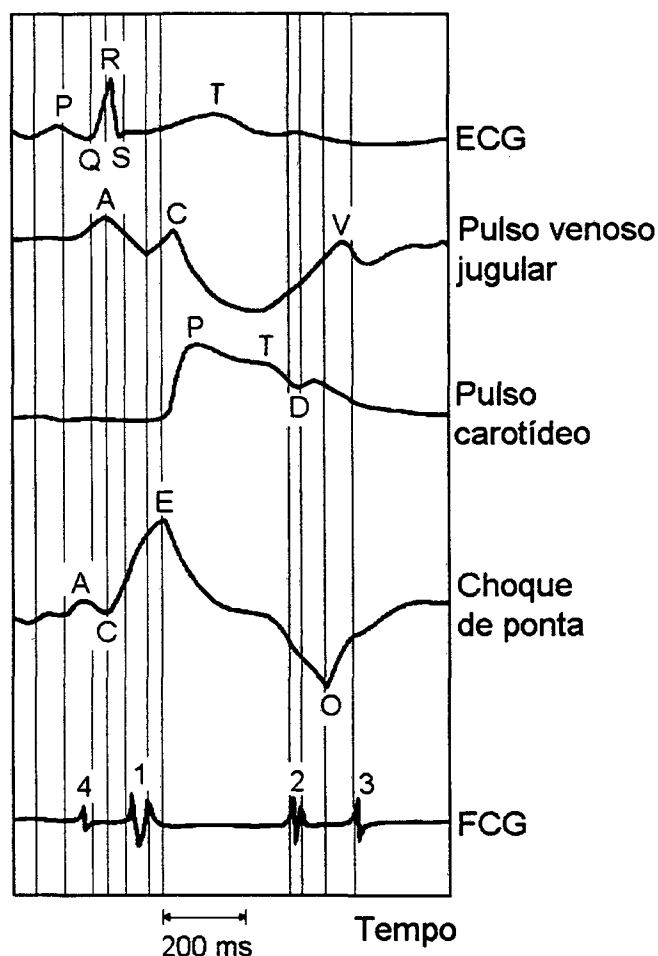


Figura 2.3: Correlação dos eventos sonoros, elétricos e pulsáteis associados com a dinâmica do coração. *Pulso jugular venoso*: a onda A é devida à contração atrial; a C aparece no início da contração do ventrículo direito (fechamento da válvula tricúspide); e a V é provocada pelo enchimento do átrio enquanto a válvula tricúspide está fechada. *Pulso carotídeo*: aparece principalmente no ápice da pressão aórtica, a onda P acontece na máxima ejeção; a T aparece mais tarde na sístole; e a D indica o fechamento da válvula aórtica. *Choque de ponta*: a onda A é provocada pela contração atrial; a C aparece no início da contração iso-volumétrica; E é o pico máximo sistólico; e no ponto O, a válvula mitral abre [Webster, 1992].

Na avaliação clínica de um paciente, outros sinais biomédicos intimamente relacionados ao coração, podem ser captados simultaneamente com o fonocardiograma. O objetivo é obter vários registros que proporcionem pontos de referência para localizar e reconhecer adequadamente as bulhas cardíacas. Esses sinais são: o eletrocardiograma (ECG), o pulso carotídeo, o pulso venoso jugular e o choque de ponta. Estes três últimos podem ser gravados utilizando um microfone de superfície, com resposta em frequência de 0,1 a 100 Hz [Webster, 1992], [Houssay, 1984]. No pulso venoso carotídeo, o sensor é colocado diretamente sobre o ponto de pulsações carotídeas na região média do pescoço. Sua forma de onda é a mesma que o pulso aórtico adicionado de um retardo. No pulso venoso jugular um sensor em forma de “copa” é colocado sobre a veia jugular. Este pulso reflete os eventos que acontecem no átrio direito. O choque de ponta, representa as vibrações mecânicas do músculo cardíaco transmitidos à superfície do corpo, figura 2.3.

## 2.4 Focos ou Áreas de Ausculta das Bulhas Cardíacas

A escuta dos sons do corpo, em forma direta, através de um estetoscópio ou algum outro dispositivo, recebe o nome de *ausculta*. Os sons do coração são transmitidos à superfície do corpo por meio do próprio coração e ao longo dos grandes vasos que saem dele. Na transmissão, e devido às propriedades acústicas do caminho que percorrem, os sons cardíacos, são atenuados (diminuídos) e não refletidos, o que constitui um sério problema em termos de acústica.

A figura 2.4 mostra as áreas ou focos na parede torácica, onde a intensidade do som, proveniente de cada válvula, é acentuada. Verifique que as áreas de ausculta não correspondem às posições anatômicas das válvulas de mesmo nome [Porto, 1990]. Estes focos ou áreas localizam-se nas seguintes áreas:

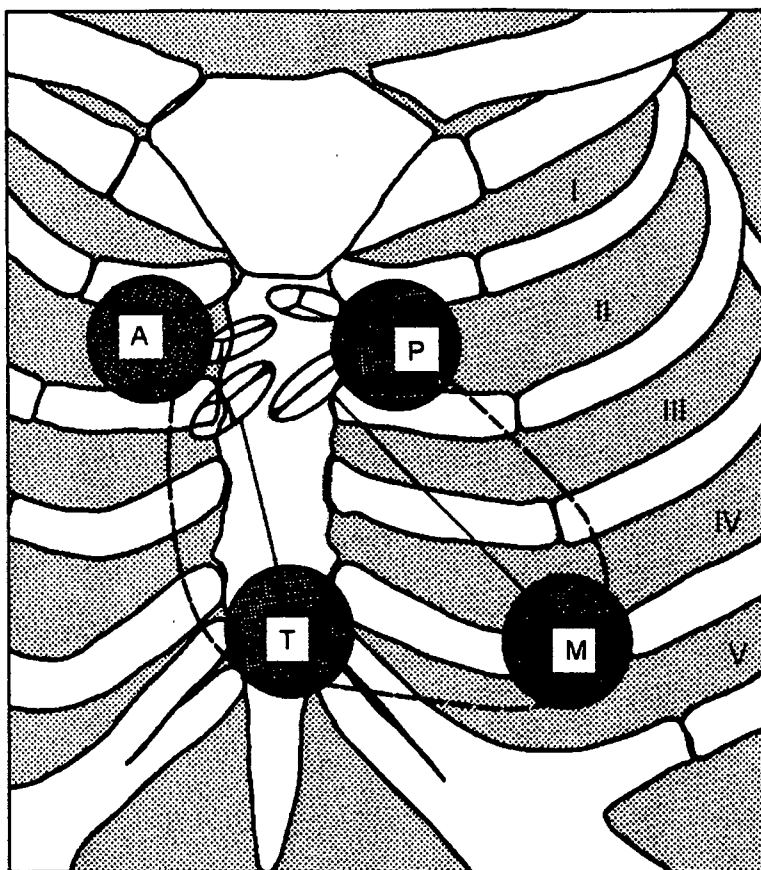


Figura 2.4: Focos ou áreas de ausculta na parede torácica: A, área aórtica; P, área pulmonar; T, área tricúspide; e M, área mitral [Webster, 1992].

- *Foco ou área mitral*: localiza-se no quinto espaço intercostal, acima do ápex do coração. Ponto M na figura 2.4.
- *Foco ou área tricúspide*: situa-se sobre o ventrículo direito, especificamente na base do apêndice xifóide do esterno, ligeiramente à esquerda. Ponto T na figura 2.4.
- *Foco ou área aórtica*: localiza-se no segundo espaço intercostal direito, junto ao esterno. Às vezes, outro local adequado é a área compreendida entre o terceiro e quarto espaço intercostal direito, nas proximidades do esterno, chamado de foco aórtico acessório. Ponto A na figura 2.4.

- *Foco ou área pulmonar*: situa-se no segundo espaço intercostal esquerdo junto ao esterno. Somente nesta área são audíveis os fenômenos acústicos originados nas válvulas pulmonares. Ponto P na figura 2.4.

Na demarcação das áreas de ausculta não significa que o clínico ou cardiologista utilizará o estetoscópio somente nestas 4 áreas, na prática, existem várias outras [Barry, Wood, 1991]. Em toda ausculta cardíaca as regiões circunvizinhas do coração precisam ser auscultadas também. Os focos clássicos só servem como ponto de referência.

## **2.5 Características e Origens dos Ruídos Cardíacos**

Até hoje os pesquisadores e especialistas discutem a origem de alguns dos fenômenos acústicos produzidos pelo coração, logo, o objetivo deste texto é apresentar as teorias de maior consenso que visam explicar os mecanismos de produção dos ruídos cardíacos.

Sob condições normais, as bulhas cardíacas são quatro: a primeira e segunda bulhas, as mais nítidas e importantes, audíveis sempre que um coração bate, e mais duas, a terceira e quarta bulhas cardíacas, que por serem débeis e fracas passam despercebidas à auscultação normal. A terceira e quarta bulhas são conhecidas como “sons diastólicos”, ao contrário da primeira e segunda bulhas chamadas de “sons sistólicos” [Ruch, Patton, 1974b], [Guyton, Hall, 1996].

### **2.5.1 Primeira Bulha Cardíaca**

A primeira bulha cardíaca acontece no término da contração atrial e no início das contrações do ventrículo. É constituída por vibrações irregulares nas frequências de 30 a 45 Hz, com duração de aproximadamente 0,14 s [Guyton, Hall, 1996], [Mountcastle, 1978]. Quatro fatores contribuem para a formação da primeira bulha cardíaca:

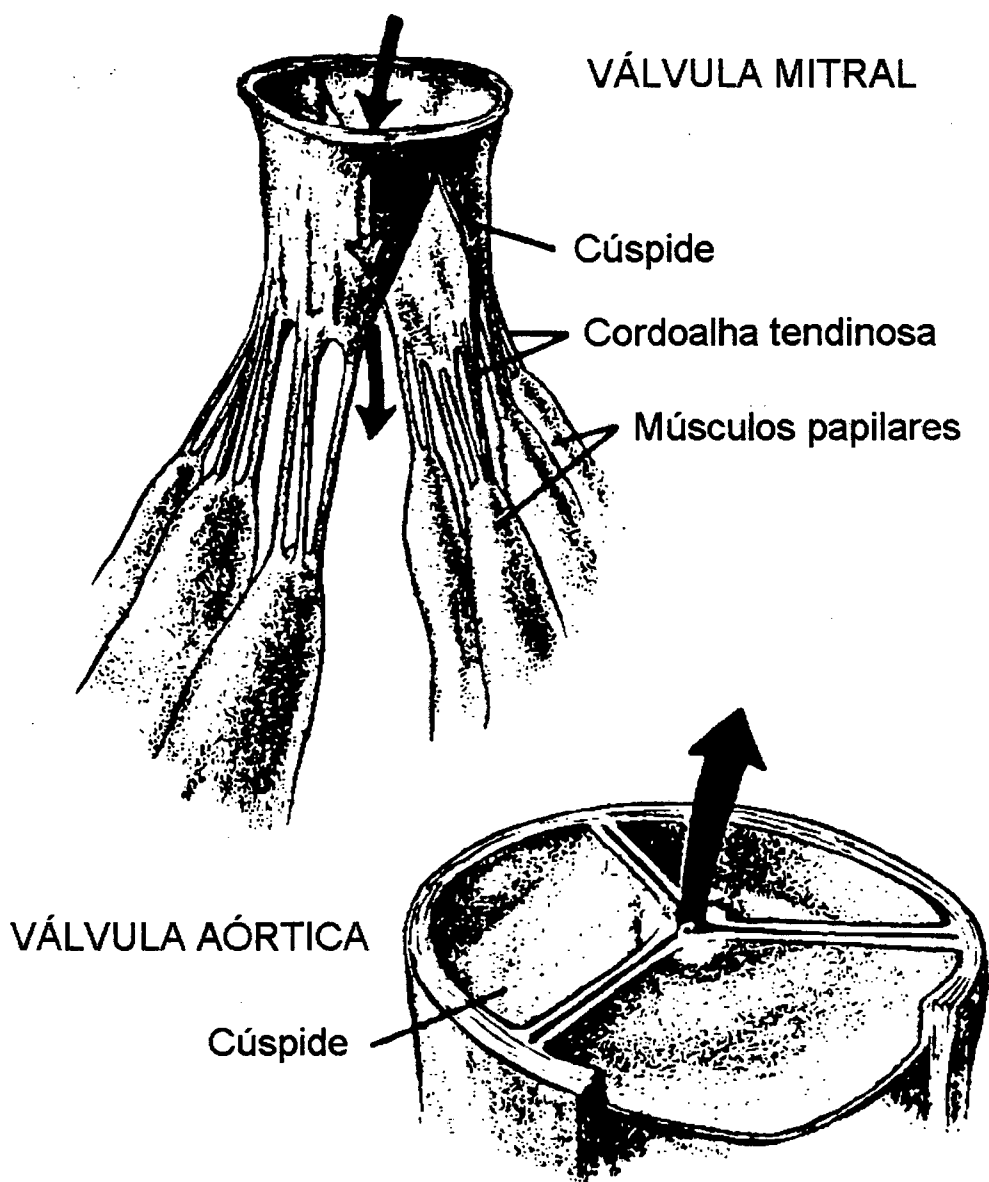


Figura 2.5: Válvulas Mitral e Aórtica [Guyton, Hall, 1996].

1. *Fator muscular*: Ocorre antes do fechamento das válvulas AV (figura 2.5). É atribuído as primeiras contrações do miocárdio ventricular devido à tensão de suas paredes, que produzem o movimento do sangue para o átrio, para aproximar e fechar as válvulas AV. Entretanto, a contribuição destas vibrações à formação da primeira bulha é reduzida já que são fracas e de tonalidade baixa, e desaparecem por completo quando as válvulas são removidas.
2. *Fator valvular*: É o componente mais importante na composição da primeira bulha, e seria produzido pela vibração das válvulas AV após

o fechamento, e vibração da paredes do coração e grandes vasos em torno do coração. A contração do ventrículo provoca um fluxo retrógrado de sangue de volta para o átrio. Consequentemente as válvulas AV se fecham, abaulando-se<sup>1</sup> para o átrio. A elasticidade das válvulas AV no abaulamento faz que o fluxo retrógrado do sangue retorne de novo para os ventrículos. Este fenômeno coloca os ventrículos e as válvulas em vibração. Um efeito similar é produzido quando golpeia-se um globo cheio de líquido.

3. *Fator vascular:* Acontece no início da expulsão ventricular do sangue para os grandes vasos motivado pelo constante incremento da pressão ventricular. Sua origem é atribuída à aparição de movimentos de aceleração de desaceleração sangüínea de volta para os ventrículos. Esta componente não tem sido muito aceita de forma unânime pela comunidade científica.
4. *Fator da turbulência do sangue:* Origina-se durante a expulsão súbita do sangue desde os ventrículos até as artérias correspondentes, e resultam da turbulência do fluxo sangüíneo através dos grandes vasos. São vibrações inaudíveis e de baixa freqüência.

Para representar a primeira bulha utiliza-se normalmente a expressão TUM. Em condições normais, a melhor área para sua detecção é o foco mitral.

### 2.5.2 Segunda Bulha Cardíaca

Uma vez que o fluxo de sangue do ventrículo para a aorta tem sido estabelecido e as válvulas estão abertas, a pressão ventricular cai abaixo da pressão aórtica ou arterial pulmonar originando um pequeno refluxo que fechará as válvulas SL. Confira na figura 2.5. A segunda bulha resulta da vibração das paredes da artéria pulmonar, da aorta, e em menor grau, dos ventrículos. Quando as válvulas semilunares se fecham, elas abaúlam-se retrogradamente para os ventrículos, e sua distensão elástica projeta o sangue do abaulamento de volta para as artérias, o que provoca um movimento para trás e para frente do sangue entre as paredes das artérias e as válvulas. Estas

---

<sup>1</sup> Estiramento curvo de uma válvula em uma direção [Ferreira, 1996].

vibrações entram em contato com a caixa torácica, que como caixa de ressonância, transmite um som audível [Rolfe, 1979].

A segunda bulha cardíaca pode desdobrar-se na inspiração, fato que é considerado normal para a maioria das crianças e jovens. O primeiro componente do desdobramento registra-se em todas as áreas de auscultação, com origem no fechamento da válvula aórtica. O segundo componente ausculta-se somente na área pulmonar ou abaixo dela, originando-se no fechamento da válvula pulmonar. Durante a expiração, o fechamento das válvulas é quase simultâneo, não se auscultando um desdobramento [Houssay, 1984].

A segunda bulha vem depois de um pequeno silêncio, dura cerca de 0,11 s., seu timbre é mais agudo na ordem de 50 a 70 Hz., soa de maneira mais seca, e é designada pela expressão TA. Quando está desdobrada, seu ruído corresponde à expressão TLA [Mountcastle, 1978], [Porto, 1990].

A frequência da primeira bulha é mais baixa que a segunda por dois motivos: Primeiro, a elasticidade das válvulas AV e das paredes dos ventrículos é muito menor do que a elasticidade das válvulas semilunares e das paredes arteriais. Segundo, a massa do sangue nos grandes vasos é menor do que a dos ventrículos, portanto, a inércia da massa vibrante é menor. Por outro lado, como o fator de amortecimento das paredes vasculares é muito maior do que as paredes ventriculares, a segunda bulha é de mais curta duração do que a primeira bulha [Guyton, Hall, 1996]. Observe a figura 2.7.

### **2.5.3 Terceira Bulha Cardíaca**

No início da diástole a pressão interna do ventrículo cai abaixo da pressão do átrio, as válvulas AV se abrem e o sangue flui para dentro dos ventrículos. A terceira bulha constitui um som extremamente fraco e de frequência muito baixa que origina-se das vibrações da parede ventricular subitamente distendida pela corrente sangüínea que penetra rapidamente na cavidade. Em outras palavras, é a oscilação de sangue de um lado a outro entre as paredes do ventrículo e parte da estrutura da válvula mitral iniciada pelo influxo de sangue proveniente dos átrios. Não pode ser ouvida com um estetoscópio, mas pode ser registrada no fonocardiograma. [Porto, 1990]



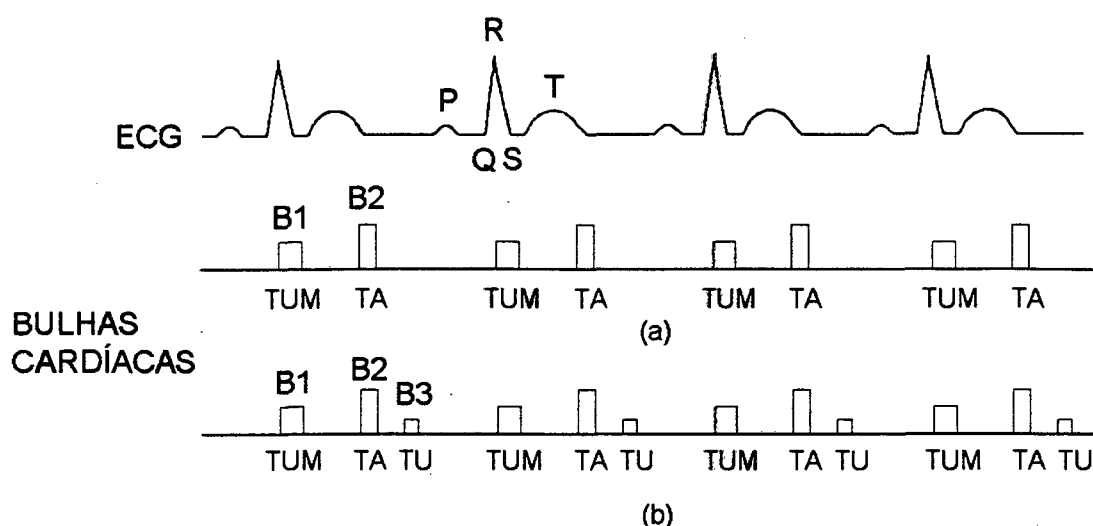


Figura 2.6: Bulhas cardíacas normais tendo como referência o eletrocardiograma (ECG). (a) Ritmo de dois tempos ou binário, no qual se ouvem apenas duas bulhas: B1 e B2. (b) Ritmo de três tempos ou ritmo tríplice, pela presença de uma terceira bulha: B3 [Porto, 1990].

A frequência muito baixa da terceira bulha talvez resulte da condição flácida, inelástica do coração durante a sístole. É mais bem audível na área mitral das crianças e jovens. Pode ser imitada pronunciando-se de modo rápida a expressão TU. Confira a figura 2.6.

#### 2.5.4 Quarta Bulha Cardíaca

A quarta bulha cardíaca é um ruído débil, de aproximadamente 20 Hz ou menos, que acontece no fim da diástole e que pode ser ouvido algumas vezes em crianças e jovens. A origem da quarta bulha não está completamente definida, mas acredita-se que é devida à contração do átrio que move sangue através das válvulas AV parcialmente abertas, para dentro dos distendidos ventrículos. Este movimento da origem a vibrações de baixa frequência e amplitude que precedem o primeiro som cardíaco [Porto, 1990].

Todas as bulhas cardíacas normais e algumas relacionadas a certas cardiopatias são mostradas na figura 2.7.

## 2.6 Algumas Lesões Valvulares

A *estenose* acontece quando falta um ou mais folhetos de uma válvula, e normalmente ocorre como defeito congênito. Uma válvula está *estenosada* quando os folhetos se aderem um ao outro, provocando um estreitamento ou afunilamento, de forma que o sangue não flui adequadamente pela válvula. A aderência dos folhetos é comumente provocada por tecido cicatricial, como reação do organismo à febre reumática.

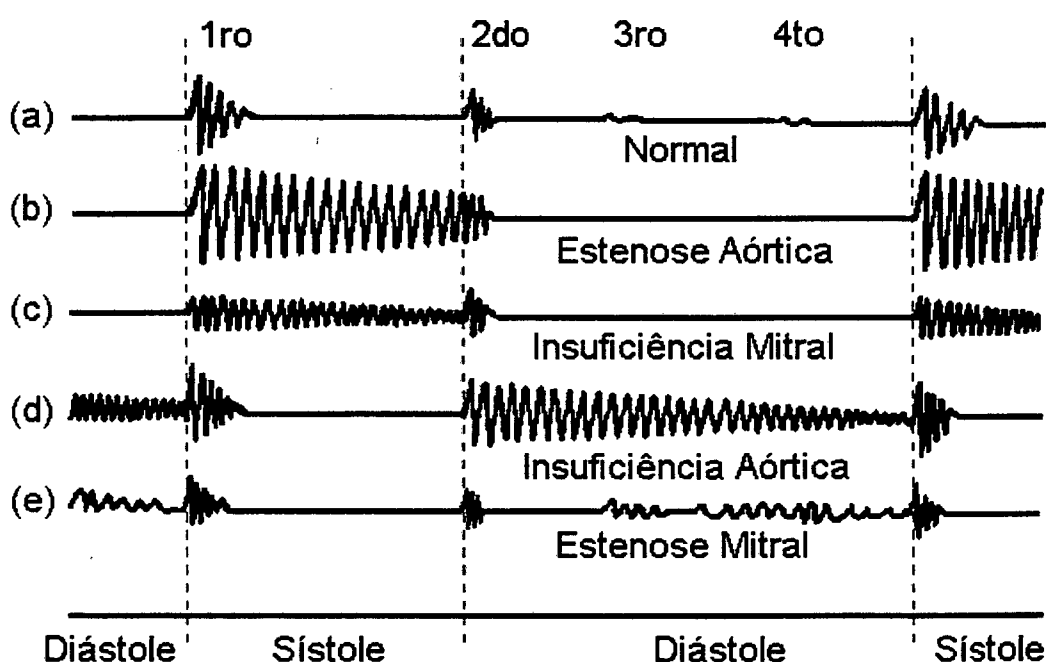


Figura 2.7: Fonocardiograma de corações normais e anormais. (a) Normal; (b) Estenose Aórtica; (c) Insuficiência Mitral; (d) Insuficiência Aórtica; (e) Estenose Mitral [Guyton, Hall, 1996].

A *insuficiência* valvular acontece quando as bordas das válvulas estão muito destruídas impedindo seu correto fechamento. Como consequência produz-se a regurgitação ou fluxo retrógrado do sangue, já que a válvula deveria estar fechada nesse momento. Até alguns anos atrás, a destruição das bordas das válvulas era provocada pela sífilis reumática [Guyton, Hall, 1996].

## 2.7 Sopros Cardíacos

Denomina-se *sopro cardíaco* às vibrações audíveis que são produzidas pela formação de turbulência ou remoinho dentro do sangue quando a velocidade do fluxo aumenta muito ou a viscosidade do fluido diminui [Ruch, Patton, 1974b]. Este fenômeno acústico é parecido ao ruído que é produzido pela boca quando se expulsa o ar com os lábios entreabertos. Os sopros podem aparecer em condições normais e anormais. Em condições normais aparece quando a velocidade do sangue é aumentada pelo exercício extremo ou por condições anêmicas.

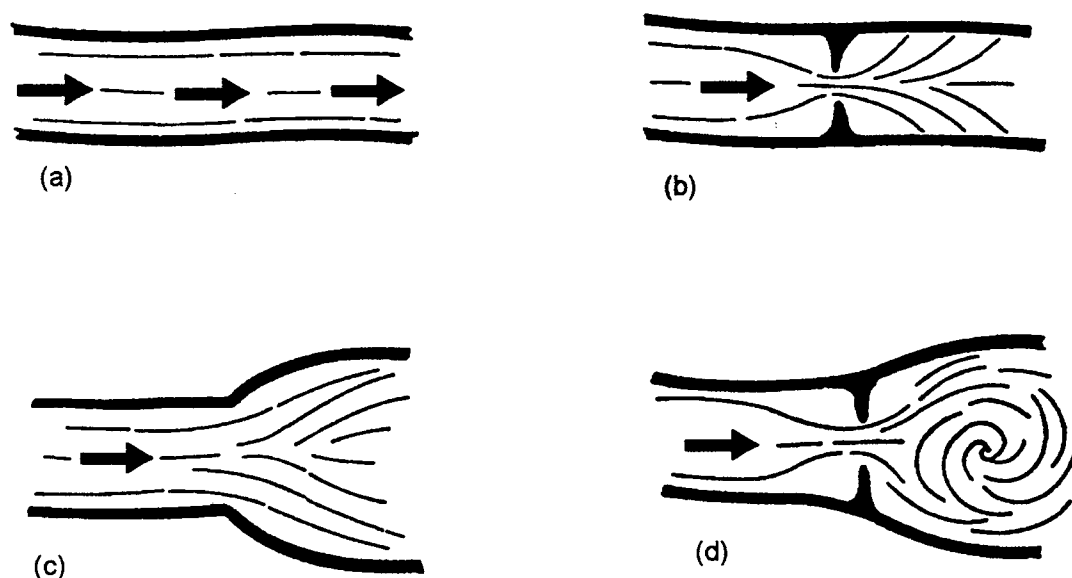


Figura 2.8: Esquemas que explicam a geração de turbulências e sopros. (a) aumento da velocidade do fluxo sem alterações do calibre (exemplo: anemia); (b) obstrução parcial (exemplo: estenose valvular); (c) dilatação valvular (exemplo: dilatação da atéria aorta e da artéria pulmonar); (d) combinação de fatores: obstrução localizada com dilatação vascular além da estenose [Houssay, 1984].

As alterações das estruturas cardíacas ou do diâmetro dos vasos são as causas mais frequentes da produção dos sopros. Alguns dos mecanismos que produzem estas alterações são: obstrução local, aumento brusco do calibre do vaso e obstrução local combinada com o aumento do diâmetro, como ilustrado na figura 2.8. Os sopros podem aparecer na sístole ou na diástole, onde suas características e relações de tempo com as bulhas

cardíacas permitem sua correta interpretação com relação às alterações que as originam.

### **2.7.1 Sopro da Estenose Aórtica**

Acontece durante a sístole. O sangue é ejetado com grande velocidade do ventrículo esquerdo por uma pequena abertura na válvula aórtica, causando turbulência na base da aorta. O sangue turbulento vai se chocando com as paredes aórticas provocando vibrações e um sopro alto. O som é transmitido por toda a aorta superior e os vasos maiores do pescoço, podendo ser ouvido a alguns centímetros do paciente. Devido à resistência à ejeção, a pressão do sangue no ventrículo pode chegar até 300 mmHg. [figura 2.7(b)]

### **2.7.2 Sopro da Insuficiência Aórtica**

Este sopro acontece na diástole e resulta da turbulência do fluxo retrógrado do sangue em direção ao sangue já contido no ventrículo esquerdo. O som da regurgitação aórtica não é tão alto como no caso da estenose aórtica. Isto porque a diferença de pressão entre a aorta e o ventrículo esquerdo não é tão elevada como na estenose aórtica. É um sopro de frequência relativamente alta e sibilante, ouvido sobre o ventrículo esquerdo. [figura 2.7(d)]

### **2.7.3 Sopro da Estenose Mitral**

Como a pressão no átrio esquerdo raramente ultrapassa os 35 mmHg, o sangue passa com dificuldade do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo. Os sopros ouvidos são geralmente fracos (30 a 50 Hz), já que não existe uma considerável pressão diferencial entre átrio e ventrículo esquerdos, que force a passagem do sangue. Numa estenose leve, o sopro só permanece

durante a primeira metade do terço médio da diástole, mas na estenose grave pode durar em quase toda a diástole. [figura 2.7(e)]

#### 2.7.4 Sopros da Insuficiência Mitral

Acontece durante a sístole como resultado do refluxo de sangue através da válvula mitral, que choca-se com o sangue do átrio esquerdo ou contra a parede atrial. O sopro é de alta frequência e sibilante, sendo transmitido para o átrio esquerdo. Como o átrio esquerdo situa-se em uma posição profunda dentro do tórax, o sopro é transmitido à parede torácica através do ventrículo esquerdo, sendo normalmente ouvido no ápex do coração. [figura 2.7(c)]

### 2.8 Um Modelo para os Sinais do FCG

É possível modelar os sinais do FCG através da interação que existe entre o *sistema coração-válvulas*, como por exemplo: tecidos do miocárdio, vasos adjacentes e sangue, e o *sistema pulmões-tórax* [Sava, McDonnell, 1996].

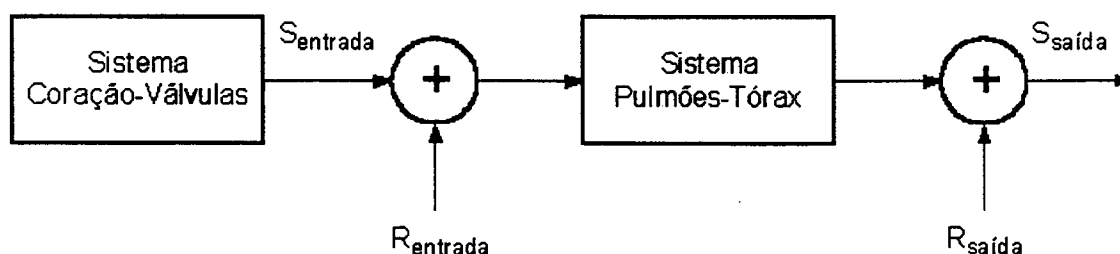


Figura 2.9: Modelo dos sinais do FCG captados externamente [Sava, McDonnell, 1996]

No modelo da figura 2.9,  $S_{\text{entrada}}$ , é o sinal desejado, gerado pela vibração do sistema coração-válvulas;  $R_{\text{entrada}}$ , é o ruído interno, constituído por sons provocados pela respiração e a atividade pulmonar torácica e  $R_{\text{saída}}$  é o ruído externo, composto pelo ruído ambiental e ruído do movimento do

microfone. Portanto, o FCG captado externamente,  $S_{saída}$ , compõe-se do sinal desejado,  $S_{entrada}$ , adicionado de ruído total, composto por  $R_{entrada} + R_{saída}$ , e do efeito do sistema pulmões-tórax. No capítulo 5, na apresentação de resultados, será mostrado que os principais inconvenientes na captação dos sons do coração são os ruídos provocados pelo meio ambiente e pelo movimento do microfone ao colocá-lo no peito. O efeito dos sons provocados pela respiração pode ser desprezado, já que é reduzido ao adquirir os sinais nas áreas ou focos de auscultação.

## **Capítulo 3**

# **Hardware**

### **Introdução**

Este capítulo define e descreve as principais partes da família Sound Blaster<sup>®</sup> de placas de áudio para PC (Personal Computer - Computador Pessoal), os princípios básicos para a programação do DSP para a E/S (Entrada e Saída) de som digitalizado, os métodos operacionais e modos permitidos e a seqüência de programação do misturador. O diagrama de blocos é apresentado a fim de detalhar a arquitetura do hardware da placa de som. A maior parte das informações contidas neste capítulo foram obtidas dos manuais das placas, cedidos pela Creative Labs, Inc., via internet [Creative Labs., 1996a].

### 3.1 Placa de Som

Uma placa de som ou áudio para PC (Personal Computer - Computador Personal) é um circuito impresso que ocupa um dos "slots" ou ranhuras, localizados na parte posterior do computador sobre a placa mãe, o que possibilita registrar e gravar o som digital. A placa de som é adquirida como um pacote de partes que inclui: microfone, alto-falantes, conectores, um conjunto de programas aplicativos e a própria placa, que por sua vez compreende: um ADC (Analog Digital Conversor - Conversor Analógico Digital, um DAC (Digital Analog Conversor - Conversor Digital Analógico), um modulador de FM (Frequency Modulation - Modulação em Frequência), chamado também de sintetizador, e um misturador ou "mixer" [Creative Labs., 1996e].

Atualmente, as placas de som estão disponíveis nas versões de 16 e 32 bits, no entanto placas de 8 bits ainda são encontradas no mercado, com um custo muito menor. Reprodução de arquivos de som, e aplicações multimídia como jogos, reconhecimento de voz, anotações de mensagens por voz, interface do "drive" CD (Compact Disk - Disco Compacto) no PC, são exemplos de aplicações das placas de som [Wodasky, 1994], [Ridge, Golden, Luk, et al, 1994], [Moore, 1994], [Perry, 1994].

Para a alegria dos pesquisadores de hoje, as placas podem ser controladas por programas aplicativos e interfaces gráficas projetados por qualquer programador, conforme metodologia utilizada neste estudo.

### 3.2 DMA, IRQ e Endereço Base de E/S

Os computadores possuem algumas características e exigências que devem ser seguidas para se evitar conflitos de hardware. Entre as mais importantes têm-se:



- *IRQ*: Cada dispositivo de hardware novo instalado no PC, como por exemplo: um controlador de CD-ROM, um “scanner”, uma placa de som, etc., requer atendimento da CPU (Central Processing Unit - Unidade Central de Processamento). O modo com que o hardware solicita atenção da CPU é por meio de *interrupções* [Intel Corporation, 1984c], [Segal, Nakajune, Celestino, 1992], [Wakerly, 1981]. A Sound Blaster® provoca um IRQ (Interrupt Request - Pedido de Interrupção), à CPU para solicitar sua atenção. No caso das placas de som da Sound Blaster®, as opções para as linhas de IRQ (Interrupt Request - Requerimento de Interrupção) são: 2, 5, 7 ou 10.
- *Endereço Base de E/S*: Cada dispositivo hardware ou periférico deve possuir seu próprio e único espaço de endereçamento, chamado de endereçamento base de E/S ou endereço base de portas. Por exemplo: um conflito de hardware se produziria se a CPU enviasse algum comando de Sound Blaster® para o endereço de E/S do scanner ou do fax/modem.
- *DMA*: Quando um setor do dispositivo de hardware precisa mover dados de ou para o sistema de memória, este passa os dados para a CPU que gerencia as transferências com a memória. Mas, a utilização da CPU representa uma sobrecarga que poderia ser evitada com o controlador de DMA (Direct Memory Access- Acesso Direto à Memória). Devido a que as placas de som trabalham com altas taxas de amostragem, não podem esperar a transferência de blocos de dados pela CPU. Daí a importância dos canais de DMA que permitem contornar a CPU. Existem três canais de DMA disponíveis no PC: 0, 1 e 3 [Intel Corporation, 1984b], [Segal, Nakajune, Celestino, 1992].

### 3.3 A Família Sound Blaster® de Placas de Áudio

A placas de áudio da família Sound Blaster® podem ser identificadas através do número da versão do DSP. A tabela 3.1 lista as diversas placas de som da Sound Blaster® para PC com o correspondente número da versão do DSP.

Tabela 3.1: Placas de som Sound Blaster® versus número da versão do DSP [Creative Labs., 1996b].

PLACAS DE SOM	VERSÃO DO DSP
SB 1.5, SBMCV	1.xx a 2.00
SB 2.0	2.01 <sup>+</sup>
SBPro I, SBPro II, SBPro MCV	3.xx
SB 16, SB 16 ASP	4.xx

onde:

2.01<sup>+</sup> significa uma versão maior que a 2.00.

x representa um número inteiro entre 0 e 9 inclusive.

A seguir listam-se as partes mais importantes das placas de áudio da família Sound Blaster® para PC:

- Processador Digital de Som
- Misturador
- Sintetizador de FM
- Interface do Barramento
- Processador Avançado de Sinais

Dos componentes anteriormente citados, o DSP e o misturador foram de vital importância para o desenvolvimento deste trabalho, já que foram configurados através de um programa aplicativo para aquisição de sons cardíacos.

### **3.3.1 Processador de Som Digital (DSP)**

O DSP é uma das partes mais importantes da placa de som e é identificado como CT 1341 para a série SB Pro e CT 1741 para a série SB 16. O DSP é o dispositivo que interpreta todos os comandos e funções de entrada e saída MIDI enviados para a placa de som. É ele quem controla todos os outras pastilhas da placa. Diferentes versões de DSP têm sido utilizadas em vários modelos das placas de som da família Sound Blaster<sup>®</sup>, devido a que estes dispositivos são objeto de constantes melhoras. As novas versões de DSP, são projetadas para ser compatíveis com modelos anteriores, mas apresentando novas características. Normalmente, é a versão do DSP que determina o modelo ou versão da placa de som.

Dentre as tarefas mais relevantes do DSP têm-se:

- Realizar o registro e reprodução de som digitalizado de 8/16 bits, mono/estéreo.
- Realizar compressão/descompressão ADPCM (Adaptive Delta Pulse Code Modulation - Modulação por Código de Pulso Diferencial Adaptativo), com opções de 4:1, 3:1 e 2:1.
- Controlar a taxa amostragem.
- Controlar a conversão analógica-digital e digital-analógica.
- Controlar os modos de transferência do DMA.

Em seções posteriores deste capítulo, os passos essenciais para a programação do DSP são apresentados. No apêndice C uma listagem dos comandos do DSP que foram utilizados neste trabalho são relacionados.

### **3.3.2 Misturador**

A principal função do misturador é "mesclar sinais" provenientes de diferentes fontes de entrada como os sons do microfone, da entrada em linha, de áudio de CD, áudio digital, MIDI e do alto-falante do PC. Deste modo podem-se realizar gravações digitais a partir de diversas fontes simultaneamente. O misturador permite o controle de ganho das entradas e saídas, níveis de volume, de tons graves, e agudos. Isto possibilita ao programador criar controles de ganho e volume via software. A pastilha misturador CT 1345 corresponde à série SB Pro e o CT 1745 à série SB 16. A diferencia entre versões está na capacidade de aceitar um determinado número de fontes de entrada e proporcionar uma maior resolução no controle de volume. O CT 1745 pode realizar gravações digitais de todas as fontes simultaneamente, enquanto que o CT 1345 somente pode gravar de uma única fonte de cada vez.

Este capítulo apresenta também a seqüência de programação do misturador. No apêndice B são apresentados os mapas de registradores dos misturadores CT 1345 e CT 1745 que correspondem às séries SB Pro e SB 16 respectivamente.

### **3.3.3 Sintetizador de FM**

A função do sintetizador de FM é emular os sons de instrumentos musicais, ou seja, tentar reproduzir os sons de instrumentos musicais através da Modulação em Frequência de ondas senoidais [Moore, 1994]. As placas de

som da família Sound Blaster® utilizam os sintetizadores da Yamaha®. Eles são: o YAMAHA OPL2, para as primeiras placas lançadas pela Creative: a SB Pro, SB 2.0 e SB, e o YAMAHA OPL3, para a última versão do SB Pro e a nova série SB 16.

Para maiores detalhes sobre os sintetizadores, a Creative Labs. recomenda entrar em contato com os próprios fabricantes.

### **3.3.4 Interface de Barramento**

A interface de barramento, CT 1336 para a SB Pro e CT 1746 para a SB 16, é a responsável pelos sinais de protocolo de comunicação e transferência de dados entre o PC e os diversos componentes na placa de som. Todos os dados, comandos e sinais digitais de áudio passam através da pastilha de interface de barramento para se comunicar com a placa mãe do computador. A pastilha de interface de barramento fornece as definições de configuração para a própria placa, os endereços de porta de E/S, interrupções e definições de canal de DMA. Possui também um *buffer*<sup>1</sup> que permite utilizar altas taxas de amostragem.

### **3.3.5 Processador Avançado de Sinais (ASP)**

O ASP (Advanced Signal Processor - Processador Avançado de Sinais) ou CT 1748, realiza processamento matemático em alta velocidade, adequado para trabalhar com som digitalizado. Também suporta processamento de sinal em tempo real como compressão/descompressão do som. A principal vantagem deste dispositivo é sua flexibilidade, visto que pode ser programado via software.

---

<sup>1</sup> Área de memória para armazenamento temporário de dados.

### 3.4 Diagrama de Blocos da Placa de Som

Duas placas de som da família Sound Blaster® foram objeto de estudo neste trabalho: a Sound Blaster Pro e a Sound Blaster 16.

1. *Sound Blaster Pro*: placa estéreo com amostragem de 8 bits. Possui um misturador estéreo e interface CD-ROM. A diferença entre as duas versões de placas Sound Blaster Pro, está no sintetizador de FM. A primeira versão conhecida como Sound Blaster Pro I, utiliza um sintetizador de FM de dois operadores, chamado de OPL2, enquanto que a segunda versão, popularmente chamada de Sound Blaster Pro II, utiliza um sintetizador de FM de quatro operadores, chamado de OPL3. A Sound Blaster Pro II, figura 3.1, foi a primeira placa testada no desenvolvimento deste projeto.
2. *Sound Blaster 16 com ASP*: é uma placa estéreo com amostragem de 16 bits e misturador estéreo. Sua principal característica é a presença do ASP, que pode realizar processamento matemático em alta velocidade nos dados que saem do ADC ou nos dados que vão para o DAC. A Sound Blaster 16 e a Sound Blaster 16 com ASP são iguais; a diferença está na presença do ASP. Observe a figura 3.2.

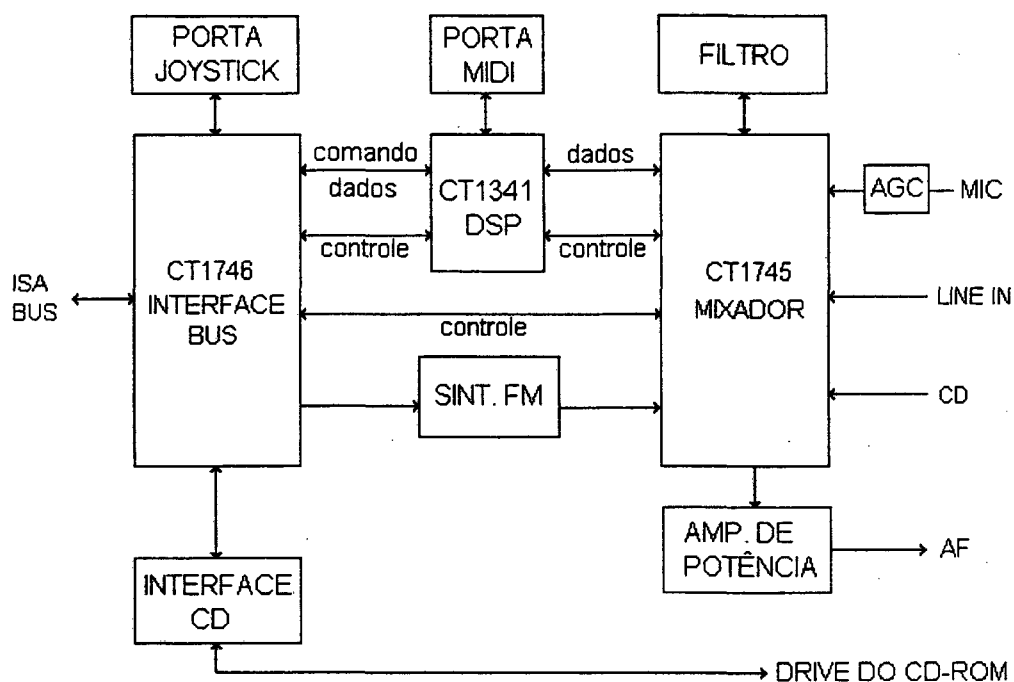


Figura 3.1: Diagrama de blocos da família Sound Blaster Pro [Creative Labs., 1996b].

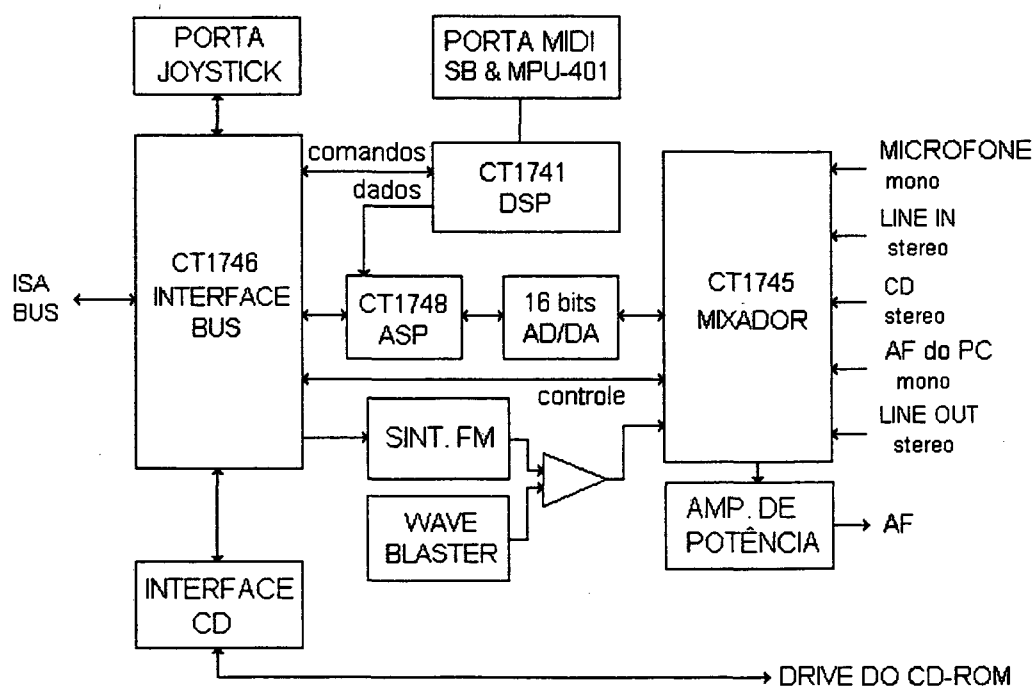


Figura 3.2: Diagrama de blocos da família Sound Blaster 16 com Processador de Sinal Avançado [Creative Labs., 1996b].

### 3.5 Conectores para a série SB Pro e SB 16

Os conectores são utilizados para passar o som da placa para os alto-falantes, gravadores estéreos e fones de ouvido e para receber som de um microfone, de um toca-fitas ou de um aparelho de som estéreo. Na figura 3.3 mostra-se a disposição dos conectores na placa de som. Normalmente são quatro os conectores acessíveis pelo lado externo do computador:

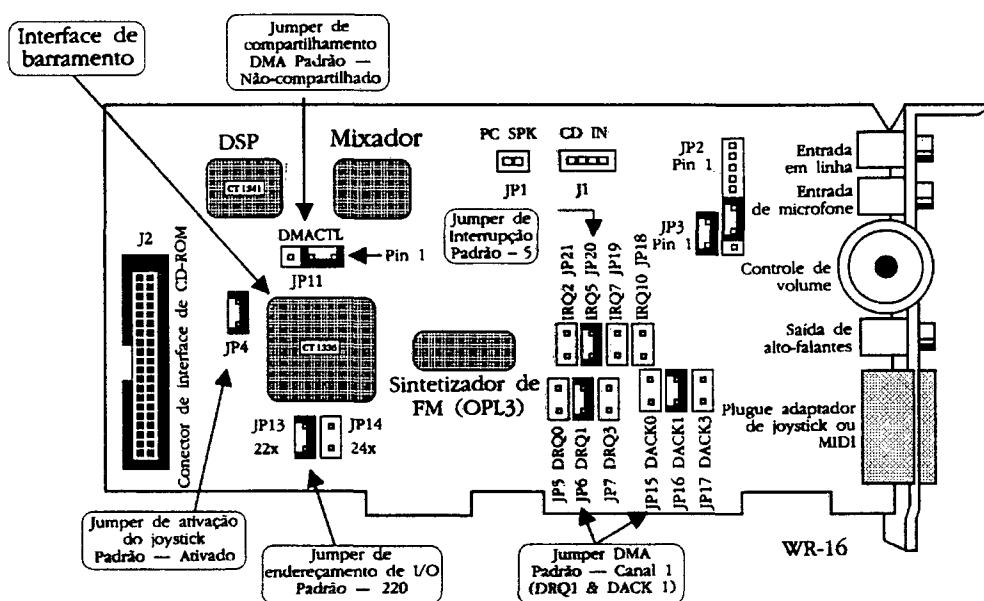


Figura 3.3: Sound Blaster Pro II [Ridge, Golden, Luk, et al, 1994].

- Entrada de linha ou “Line In”: conector estéreo de 1/8 de polegada. Serve para ligar a saída de um gravador de fita, um aparelho de som estéreo ou um CD.
- Entrada do microfone ou “Mic”: conector mono de 1/8 de polegada, utilizado para ligar o microfone à placa de som.
- Saída do alto-falante ou “Out Spk”: conector estéreo de 1/8 de polegada. Está ligado à saída de um amplificador que pode jogar na saída até 4 W de potência por canal.



- conector de 15 pinos utilizado para a entrada do “joystick” e entrada/saída MIDI.

3.6 Formato do Som Digitalizado

O som de entrada é digitalizado através da modulação por código de pulso, ou seja, está em um formato PCM (Pulse Code Modulation - Modulação por Código de Pulso). Para um dado de 8 bits PCM, cada amostra obtida do sinal original é representada por um byte sem sinal (8 bits, onde o bit 7 não representa o sinal do dado). Para um dado de 16 bits PCM, cada amostra é representada por um valor com sinal de 16 bits.

Os valores máximos e mínimos para amostras PCM de 8 e 16 bits são apresentados na seguinte tabela 3.2:

Tabela 3.2: Valores da amostra PCM de 8 e 16 bits [Creative Labs., 1996b].

Formato PCM	Valor máximo	Valor mínimo	Ponto médio
8 bits	255 (0xFF)	0 (0x0)	128 (0x80)
16 bits	32767 (0x7FFF)	-32768 (-0x8000)	0 (0x0)

A ordem de processamento dos dados varia para valores de 8 e 16 bits, e segundo o formato, mono ou estéreo. As figuras 3.4, 3.5, 3.6 e 3.7 indicam a ordem dos dados para os primeiros quatro bytes de diversos formatos de dados PCM:

AMOSTRA 1	AMOSTRA 2	AMOSTRA 3	AMOSTRA 4
canal esquerdo	canal esquerdo	canal esquerdo	canal esquerdo

Figura 3.4: Ordem de um dado PCM de 8 bits mono [Creative Labs., 1996b].

AMOSTRA 1		AMOSTRA 2	
canal esquerdo	canal direito	canal esquerdo	canal direito

Figura 3.5: Ordem de um dado PCM estéreo de 8 bits [Creative Labs., 1996b].

AMOSTRA 1		AMOSTRA 2	
canal esquerdo LSB	canal esquerdo MSB	canal esquerdo LSB	canal esquerdo MSB

Figura 3.6: Ordem de um dado PCM de 16 bits mono [Creative Labs., 1996b].

onde:

LSB    representa o bit menos significativo

MSB   representa o bit mais significativo

AMOSTRA 1			
canal esquerdo LSB	canal esquerdo MSB	canal direito LSB	canal direito MSB

Figura 3.7: Ordem de um dado PCM de 16 bits estéreo [Creative Labs., 1996b].

3.7 Modos de Operação do DSP

Os diversos modos de operação disponíveis no DSP são:

- Modo direto de E/S de som digitalizado.
- Modo DMA de ciclo único de E/S de som digitalizado.
- Modo DMA auto-iniciado de E/S de som digitalizado.
- Modo DMA em alta velocidade de E/S de som digitalizado.

- Modo DMA com ADPCM de E/S de som digitalizado.

Todos os modos de operação do DSP, a exceção do modo direto, requerem que a taxa de transferência seja pré-estabelecida. Para configurar a placa de som com uma taxa de transferência particular, deve-se programar o DSP com a *constante de tempo* correspondente à taxa de transferência escolhida, o qual é permitida por todas as versões de DSP. Somente a versão 4.xx de DSP, que corresponde as placas de áudio de 16 bits em diante, permite a programação da taxa de transferência sem conversão.

A constante de tempo, que corresponde à taxa de amostragem na qual o DSP vai trabalhar, é calculada como segue:

$$\text{Cte de tempo} = 65536 - (256 \text{ E}+6 / (\text{canais} * \text{taxa de amostragem}))$$

onde:

*canais* é 1 para mono e 2 para estéreo.

*taxa de amostragem* é o número de amostras por segundo.

O valor da constante de tempo deve ser carregado em um registrador de 8 bits. Portanto, somente o byte mais significativo é utilizado para programar o DSP.

### 3.7.1 Modo Direto

Como o nome indica, é necessária a entrada ou saída direta de dados digitalizados do DSP. No modo direto, e devido a limitações do DSP, é permitida somente a transferência de dados PCM, sem sinal, mono de 8 bits. A taxa de transferência ou de amostragem é controlada pelo programa aplicativo. Isto é normalmente realizado utilizando a *interrupção do timer* (0x08). A frequência da interrupção do temporizador de interrupções programáveis (8253) é reprogramada de tal forma que interrompa o número de vezes

necessárias para atender a taxa de transferência escolhida pelo usuário [Intel Corporation, 1984a], [Intel Corporation, 1984c], [Duncan, 1991], [Segal, Nakajune, Celestino, 1992], [Norton, Socha, 1989a]. Em realidade, são necessárias duas rotinas de interrupção, uma para ler os dados de 8 bits do DSP, e outra para escrever dados de 8 bits no DSP.

Teoricamente, não existe uma taxa de amostragem mínima, a taxa máxima depende da rapidez na programação da interrupção do timer, e da rapidez no atendimento da rotina de interrupção.

### **3.7.2 Modo DMA de Ciclo Único**

Neste modo, o DSP realiza somente uma transferência de dados e gera uma interrupção para sinalizar ao programa aplicativo o fim desta transferência.

Devido a limitações do DMA, um bloco de dados de som digitalizado a ser transferido, sem a intervenção da CPU, não pode ser maior que 64 KB [Intel Corporation, 1984b], [Wakerly, 1981]. Assim, para transferir um bloco de dados maior que 64 KB, deve-se dividir o bloco em vários sub-blocos. Cada sub-bloco pode ser de diferente tamanho, mas não maior que 64 KB. O controlador de DMA e o DSP devem ser programados para transferir cada sub-bloco de dados. No fim de cada transferência de sub-bloco, o DSP gerará uma interrupção avisando o fim da transferência ao programa aplicativo. A partir da interrupção, a aplicação reprograma o controlador de DMA e o DSP com o tamanho do sub-bloco seguinte. Este processo continua até que todos os dados sejam transferidos.

No modo DMA de ciclo único, é permitida transferência de dados PCM, sem sinal, de 8 bits, PCM com sinal de 16 bits e ADPCM comprimidos.

### 3.7.3 Modo DMA Auto-Iniciado

Diversamente do modo anterior, o controlador de DMA e o DSP precisam ser programados somente uma vez com o tamanho do bloco de dados a ser transferido. O controlador de DMA recarregará automaticamente os dados a partir do endereço inicial do bloco de transferência e contará. O DSP por sua vez gerará interrupções a intervalos constantes para o programa aplicativo, de acordo ao tamanho do bloco de transferência pré-estabelecido.

É comum a utilização do método do *buffer-duplo* na transferência no modo DMA auto-iniciado. Neste método o programa aplicativo reserva um *buffer* (espaço de memória) de DMA não superior a 64 KB. O tamanho do bloco de transferência do DSP é configurado para ser a metade do tamanho do buffer do DMA. Após cada bloco de dados do DSP ser transferido, este gerará uma interrupção. Na recepção desta interrupção, o programa aplicativo pode iniciar a transferência de dados *de* (recuperação de dados) ou *para* (registro de dados) aquela metade do *buffer* de DMA, na qual os dados já foram transferidos.

Existem duas maneiras de finalizar a transferência de dados no modo DMA auto-iniciado:

1. Programar o DSP para uma transferência no modo DMA de ciclo único. No final do atual bloco de transferência, o DSP sairá do modo DMA auto-iniciado e continuará a transferência utilizando o modo DMA de ciclo único só uma vez.
2. Enviar o comando de saída do modo auto-iniciado. O DSP sairá do modo DMA auto-inicializado no final do atual bloco de transferência e finalizará o processo de transferência de dados.

No modo DMA auto-inicializado são permitidas transferência de dados: PCM, sem sinal, de 8 bits, PCM, com sinal, de 16 bits e ADPCM comprimido.

#### 3.7.4 Modo DMA de Alta Velocidade

Para todos os modos que não utilizam o modo DMA de alta velocidade, o DSP é capaz de receber e executar comandos que são enviados à porta de comandos e dados (comando/dado) do DSP. Neste modo, o DSP somente permite transferência de dados acima de uma determinada taxa de amostragem, e não aceitará comandos posteriores que são enviados pela porta comando/dado.

Os modos DMA de ciclo único e auto-iniciado podem trabalhar em modo DMA de alta velocidade. Para o modo DMA de ciclo único em alta velocidade, o DSP sairá automaticamente no final da transferência dos dados digitalizados. Para o modo DMA auto-iniciado em alta velocidade, um “reset” (iniciação) do DSP é necessário para sair do modo DMA de alta velocidade.

O modo DMA de alta velocidade permite trabalhar com dados PCM mono e estéreo de 8 bits sem sinal. Não são permitidos os dados comprimidos no formato ADPCM. Para programar em modo de alta velocidade devem-se utilizar os *drives*<sup>1</sup> fornecidos pela Creative [Creative Labs., 1996d], [Creative Labs., 1996c].

#### 3.7.5 Modo DMA ADPCM

A técnica de compressão utilizada pelo DSP é chamada de ADPCM. Este processo armazena os sons com menos bits por amostra que o PCM, e consiste em armazenar a diferença entre os valores dos dados

---

<sup>1</sup> Programas controladores de hardware.

digitalizados, e não o próprio valor do dado. O valor não representa a amplitude da forma de onda nesse momento e sim o *fator de escala*, o valor pelo qual a amostra anterior deve ser multiplicada para se chegar à amplitude para a amostra atual. O primeiro byte dos dados comprimidos é sempre um *byte de referência*. Este byte de referência é utilizado pelo DSP como um indicador durante o processo de descompressão de dados.

As placas de som utilizam um algoritmo de compressão desenvolvido pela própria Creative Labs. Existem três opções de compressão ADPCM permitidos pelo DSP: de 8 bits a 2 bits (4:1), de 8 bits a 3 bits (3:1) e de 8 bits a 4 bits (2:1). Mas, nem todas as placas possuem todos os tipos de compressão citados.

Tabela 3.3: Modos de operação de DMA permitidos [Creative Labs., 1996b].

MODO DE OPERAÇÃO DO DMA	VERSÃO DO DSP				
	1.xx	2.00	2.01*	3.xx	4.xx
Ciclo único, PCM mono 8 bits					
Auto-inicializado, PCM mono 8 bits					
Ciclo único, ADPCM mono 8 bits					
Auto-inicializado, ADPCM mono 8 bits					
Ciclo único, alta velocidade, PCM mono 8 bits					
Auto-inicializado, alta velocidade, PCM mono 8 bits					
Ciclo único, alta velocidade, PCM estéreo 8 bits					
Auto-inicializado, alta velocidade, PCM estéreo 8 bits					
Ciclo único, alta velocidade, PCM mono 8/16 bits					
Auto-inicializado, alta velocidade, PCM mono 8/16 bits					
Ciclo único, alta velocidade, PCM estéreo 8/16 bits					
Auto-inicializado, alta velocidade, PCM estéreo 8/16 bits					

3.8 Capacidade de E/S do DSP

Devido a que o DSP sofre de constantes modificações para seu aperfeiçoamento, as capacidades do DSP, especialmente com relação às taxas de amostragens e modos de operação do DMA, têm sofrido modificações através de suas diversas versões. A tabela 3.3 resume os modos de operação do DMA permitidos pelas diferentes versões de DSP:

Tabela 3.4: Capacidade de saída de som digitalizado segundo as diversas versões de DSP [Creative Labs., 1996b].

VERSÃO DO DSP	MODO DE TRANSFERÊNCIA	FORMATO DO DADO	FAIXA DE AMOSTRAGEM
4.xx	Mono	8 bits sem sinal	5000 a 44100 Hz
	Mono	16 bits com sinal	5000 a 44100 Hz
	Estéreo	8 bits sem sinal	5000 a 44100 Hz
	Estéreo	16 bits com sinal	5000 a 44100 Hz
3.xx	Mono	8 bits sem sinal	4000 a 23000 Hz
	Mono/alta velocidade	8 bits sem sinal	23000 a 44100 Hz
	Estéreo/alta velocidade	8 bits sem sinal	11025 a 22050 Hz
2.01 <sup>+</sup>	Mono	8 bits sem sinal	4000 a 23000 Hz
	Mono/alta velocidade	8 bits sem sinal	23000 a 44100 Hz
2.00 e 1.xx	Mono	8 bits sem sinal	4000 a 23000 Hz
Todas	Mono	8 bits a 4 bits ADPCM	4000 a 12000 Hz
Todas	Mono	8 bits a 3 bits ADPCM	4000 a 13000 Hz
Todas	Mono	8 bits a 2 bits ADPCM	4000 a 11000 Hz

Tabela 3.5: Capacidade de entrada de som digitalizado segundo as diversas versões de DSP [Creative Labs., 1996b].

VERSÃO DO DSP	MODO DE TRANSFERÊNCIA	FORMATO DO DADO	FAIXA DE AMOSTRAGEM
4.xx	Mono	8 bits sem sinal	5000 a 44100 Hz
	Mono	16 bits com sinal	5000 a 44100 Hz
	Estéreo	8 bits sem sinal	5000 a 44100 Hz
	Estéreo	16 bits com sinal	5000 a 44100 Hz
3.xx	Mono	8 bits sem sinal	4000 a 23000 Hz
	Mono/alta velocidade	8 bits sem sinal	23000 a 44100 Hz
	Estéreo/alta velocidade	8 bits sem sinal	11025 a 22050 Hz
2.01 <sup>+</sup>	Mono	8 bits sem sinal	4000 a 13000 Hz
	Mono/alta velocidade	8 bits sem sinal	13000 a 15000 Hz
2.00 e 1.xx	Mono	8 bits sem sinal	4000 a 13000 Hz

A tabelas 3.4 e 3.5 mostram as faixas de amostragens para os modos de DMA permitidos de acordo com as várias versões de DSP.

A informação acima relacionada deve ser levada em conta quando se programa o DSP e o DMA para trabalhar em forma conjunta.



### 3.9 Programação do DSP

#### 3.9.1 Endereços de E/S do DSP

O DSP da placa de som da Sound Blaster® é programado através de quatro portas de E/S. A tabela 3.6 descreve e lista os endereços destas portas.

Tabela 3.6: Portas de E/S do DSP [Creative Labs., 1996b].

FUNÇÃO DA PORTA	ENDEREÇO	DESCRIÇÃO
Iniciar	2x6h (escrita)	Incializar o DSP ao seu estado "default" (inicial).
Leitura Dado	2xAh (leitura)	Acessar dados do DSP.
Escrita Comando/Dado	2xCh (escrita)	Enviar Comandos ou Dados ao DSP.
Status Buffer-Escrita	2xCh (leitura)	Indica se o DSP está disponível para receber Comandos ou Dados
Status Buffer-Leitura	2xEh (leitura)	Indica se existe algum dado disponível para leitura.

onde:

x        representa o *jumper* que seleciona o endereço base de acesso da placa de som.

Para uma informação mais detalhada sobre a escolha do endereço base da placa, consulte o manual ou guia do usuário que vem com o pacote da placa de som [Creative Labs., 1996e].

#### 3.9.2 Inicializando o DSP

O DSP deve ser incializado (reset) antes de ser programado. Após a iniciação o DSP volta a seu estado *default* ou estado inicial. O DSP é incializado através da porta Iniciar.

Os procedimentos a seguir para iniciar o DSP são os seguintes:

1. Escrever um número "1" na porta Iniciar (2x6h). Esperar 3  $\mu$ s.
2. Escrever um número "0" na porta Iniciar (2x6h).
3. Aguardar por um valor 0AAh de um byte, na porta Leitura Dado (2xAh). Deve-se verificar a porta Status Buffer-Leitura (2xEh) para garantir a existência de um dado antes de ler a porta Leitura Dado (2xAh).

Depois da iniciação, o DSP retorna um valor 0AAh de um byte (8 bits), item 3. Normalmente o DSP demora aproximadamente 100  $\mu$ s para se auto-inicializar. Se após deste tempo o valor retornado não for 0AAh ou não existe algum dado, então a placa de som não foi corretamente instalada ou o endereço base está errado.

### 3.9.3 Lendo dados do DSP

Qualquer dado pode ser lido do DSP através da porta Leitura Dado (2xAh), sempre que disponível. Antes do dado ser lido, o bit 7 da porta Status Buffer-Leitura (2xEh) deve ser verificado para garantir a existência de algum dado. Assim, se o bit 7 é um número "1", o dado pode ser lido. Caso contrário, não existe dado para ser lido.

O seguinte fragmento de programa em linguagem C, apresenta um exemplo do processo de leitura de um dado do DSP:

```

unsigned char ReadDSP (void)
{
    while ((inportb(DSP_READ_STATUS)&0x80) == 0);
    return (inportb(DSP_READ_DATA));
}

```

### 3.9.4 Escrevendo dados no DSP

Para enviar comandos ou dados ao DSP utiliza-se a porta Escrita Comando/Dado (2xCh). Antes de escrever algum dado ou comando, o bit 7 da porta Status Buffer-Escrita (2xCh) deve ser verificada para garantir que o *buffer* de dados e comandos do DSP esteja vazio. Se o bit 7 é "0", então o buffer do DSP está vazio e preparado para receber dados ou comandos. Caso contrário, nenhum dado ou comando pode ser enviado ao DSP.

O seguinte fragmento de programa em linguagem C, apresenta um exemplo do envio de um comando ou dado no DSP:

```

void WriteDSP( unsigned char VALUE){
    while ((inportb(DSP_WRITE_STATUS)&0x80) != 0);
    outportb (DSP_WRITE_DATA, VALUE);
}

```

## 3.10 Programação do Misturador

### 3.10.1 Sequência de Programação

O misturador utiliza duas portas consecutivas de E/S: 2x4h e 2x5h onde x representa o *jumper* que seleciona o endereço base de acesso da placa de som [Creative Labs., 1996e]. A tabela 3.7 apresenta as funcionalidades destas portas:

Tabela 3.7: Portas de acesso ao Misturador [Creative Labs., 1996b].

Porta	Endereço	Descrição
Endereços	2x4h (escrita)	Acesso aos diversos registradores do misturador.
Dados	2x5h (leitura/escrita)	Escrita ou leitura de dados para ou do misturador.

A seqüência para programar o misturador é a seguinte:

1. Escrever o endereço do registrador do misturador, que será acessado, na porta de Endereços (2x4h).
2. Escrever/ler o valor do registrador do misturador na ou da porta de Dados (2x5h).

O seguinte fragmento de programa em linguagem C, apresenta um exemplo do processo de acessar um registrador do misturador para escrita e leitura:

```
void FAR PASCAL _export WriteMixer (int SBASE, int
REG, int VALUE){
    outportb (SBASE+MIXER_ADDRESS, (unsigned char)REG);
    outportb (SBASE+MIXER_DATA, (unsigned char)VALUE);
}

int FAR PASCAL _export ReadMixer (int SBASE, int REG){
    outportb (SBASE+MIXER_ADDRESS, (unsigned char)REG);
    return((int)inportb (SBASE+MIXER_DATA));
}
```

## **Capítulo 4**

# **Metodologia e Software**

### **Introdução**

Neste capítulo apresenta-se uma descrição global e detalhada do sistema de aquisição multimídia desenvolvido para a aquisição dos sons do coração. São acrescentados alguns conceitos básicos sobre acústica, de tal forma a dar uma seqüência à informação introduzida no capítulo 2. O fluxograma e o princípio de funcionamento do programa principal são explicados.

## 4.1 Metodologia

O Sistema Multimídia de Aquisição de Sons Cardíacos é um equipamento desenvolvido no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC cujo objetivo é captar e traçar no monitor de um IBM PC os diversos sons produzidos pelo coração. Basicamente o sistema é composto por duas partes:

- O *hardware*<sup>1</sup>, representada pela placa de áudio Sound Blaster® (veja o capítulo 3) para IBM PC.
- O *software*, cuja função é configurar a placa de som para captar os sons cardíacos.

## 4.2 Conceitos Básicos de Acústica

O *som* é a vibração e propagação das moléculas de um meio. Esta vibração é produzida por uma fonte sonora e propaga-se em todas direções excitando nossos ouvidos.

### 4.2.1 Pressão do Som

Quando uma onda sonora propaga-se em um meio, como por exemplo o ar, a *pressão do som* é definida como a diferença entre a pressão instantânea e a pressão ambiental. As unidades de medida mais utilizadas são: Pascal (Pa) ou Newton/m<sup>2</sup> (N/m<sup>2</sup>) e o microbar (μbar) ou Dyna/cm<sup>2</sup> (dy/cm<sup>2</sup>). Devido a que a maioria dos sons são sinais randômicos do que

---

<sup>1</sup> Neste caso, a palavra *hardware* refere-se somente à placa de som.

senoides puras, o valor rms (root-mean-quadratic - raiz media quadrática) da pressão do som é normalmente utilizado. Assim:

$$p_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T p(t)^2 dt} \quad (4.1)$$

onde:

$p(t)$  pressão instantânea do som em um ponto

$p_{rms}$  valor rms da pressão do som

$T$  período em segundos

#### 4.2.2 Nível de Pressão do Som

Um outro parâmetro acústico importante é o SPL (Sound Pressure Level - Nível de Pressão do Som) que é definido como:

$$SPL = 20 \log \left( \frac{p}{p_0} \right) (dB) \quad (4.2)$$

onde:

$p$  valor rms da pressão do som, em  $\mu\text{bar}$

$p_0$  valor de referência padrão de pressão, igual a  $0,0002 \mu\text{bar}$

e

$$1 \mu\text{bar} = 1 \text{ dy/cm}^2 = 0,1 \text{ Pa} = 0,1 \text{ N/m}^2$$

Na equação (4.2),  $p_0 = 0,0002 \mu\text{bar}$  é um valor de referência padrão de pressão, à qual são comparadas outras pressões. Note que quando  $p = 0,0002 \mu\text{bar}$ , o  $SPL = 0 \text{ dB}$ . O valor de  $p_0$  foi escolhido de forma um tanto arbitrária, e representa o limiar médio de audibilidade para os seres humanos, quando se utiliza de um tom de  $1000 \text{ Hz}$ .

Com relação a frequências e magnitudes de entrada, o sistema auditivo humano é totalmente não-linear [Doebelin, 1990]. A figura 4.1 mostra

os limiares de audibilidade e tolerância (dor e desconforto) para pessoas jovens com boa audição. Note-se que a maior sensibilidade acontece nos 4000 Hz aproximadamente, e que um considerável SPL é necessário para recepção semelhante em baixas e altas frequências.

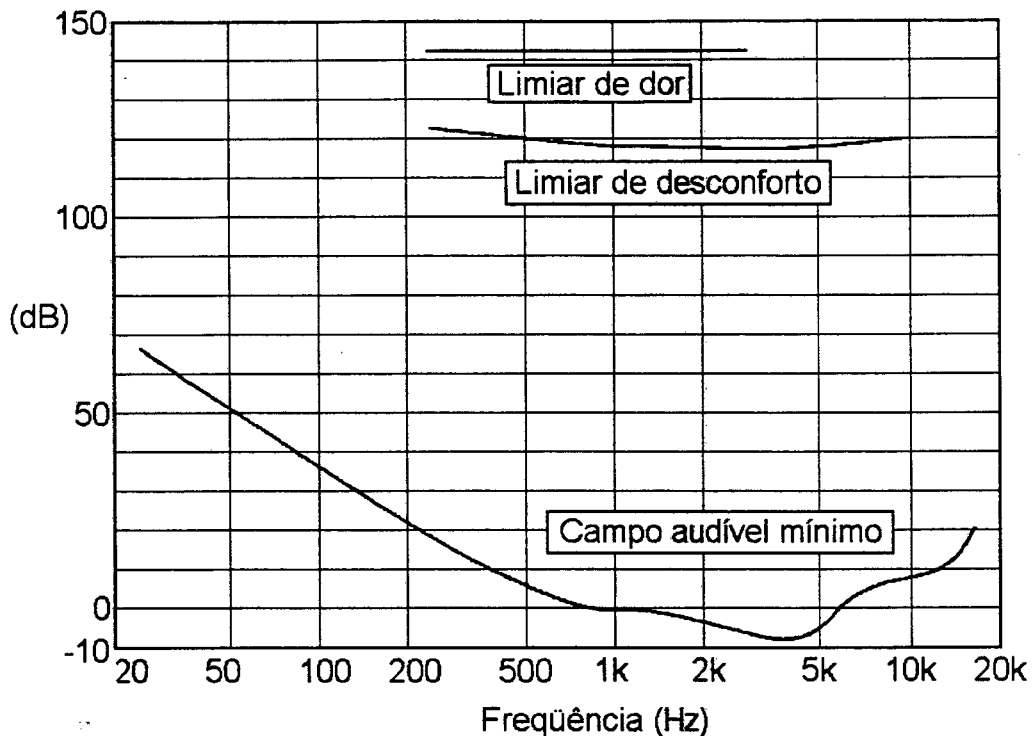


Figura 4.1: Níveis de pressão de sons e limiares de audibilidade e tolerância para pessoas jovens com boa audição, na faixa de áudio-frequência. Referência padrão de pressão,  $p_0 = 0,0002 \text{ N/m}^2$  [Beckwith, Marangoni, Lienhard, 1995].

### 4.3 Faixa de Audibilidade dos Sons Cardíacos

Na figura 4.2, a área sombreada de verde representa as amplitudes das diversas frequências dos sons cardíacos. Esta área mostra que a faixa de frequência dos sons cardíacos varia de alguns ciclos até mais de 1000 Hz [Guyton, Hall, 1996], [Webster, 1992], [Ruch, Patton, 1974b], [Rolfe, 1979] onde a máxima amplitude acontece a uma frequência de aproximadamente 24 Hz.



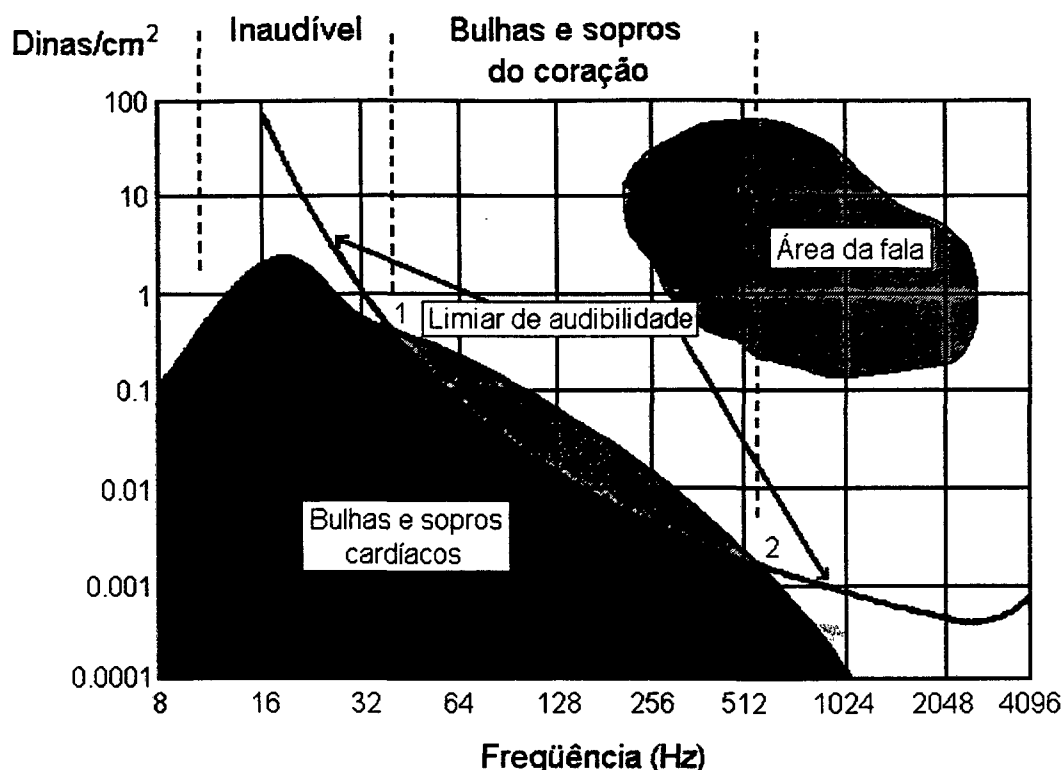


Figura 4.2: Amplitudes das vibrações de diferentes frequências das bulhas e sopros cardíacos em relação ao limiar de audibilidade, mostrando que a faixa de sons pode ser ouvida está entre aproximadamente 40 e 500 Hz [Guyton, Hall, 1996]

A curva do limiar de audibilidade, que representa a mínima capacidade do ouvido humano em captar sons de amplitudes diferentes, intercepta a região das amplitudes e frequências dos sons cardíacos nos pontos 1 e 2 respectivamente. Note que nas frequências baixas, lado esquerdo do ponto 1, as vibrações cardíacas possuem elevada amplitude, mas devido a que o limiar de audibilidade é muito alto, e apesar da faixa de frequência, conhecida com o nome de *áudio-frequência*, estar fixada classicamente entre 20 Hz e 20 kHz, os sons cardíacos abaixo de aproximadamente 30 a 50 Hz não são ouvidos. Para frequências maiores do que 500 Hz, lado direito do ponto 2, as vibrações cardíacas são mais fracas do que o limiar de audibilidade, portanto são inaudíveis.

Na prática considera-se que os sons cardíacos audíveis encontram-se na faixa de 40 a 500 Hz aproximadamente [Garcia, 1986], [Guyton, Hall, 1996].

#### 4.4 Diagrama em Blocos do Sistema Multimídia de Aquisição

Esta seção descreve os componentes do diagrama de blocos simplificado do Sistema Multimídia de Aquisição de Sons Cardíacos representado na figura 4.3. Na figura 4.4 é mostrado um esquema global ilustrado do sistema já implementado.

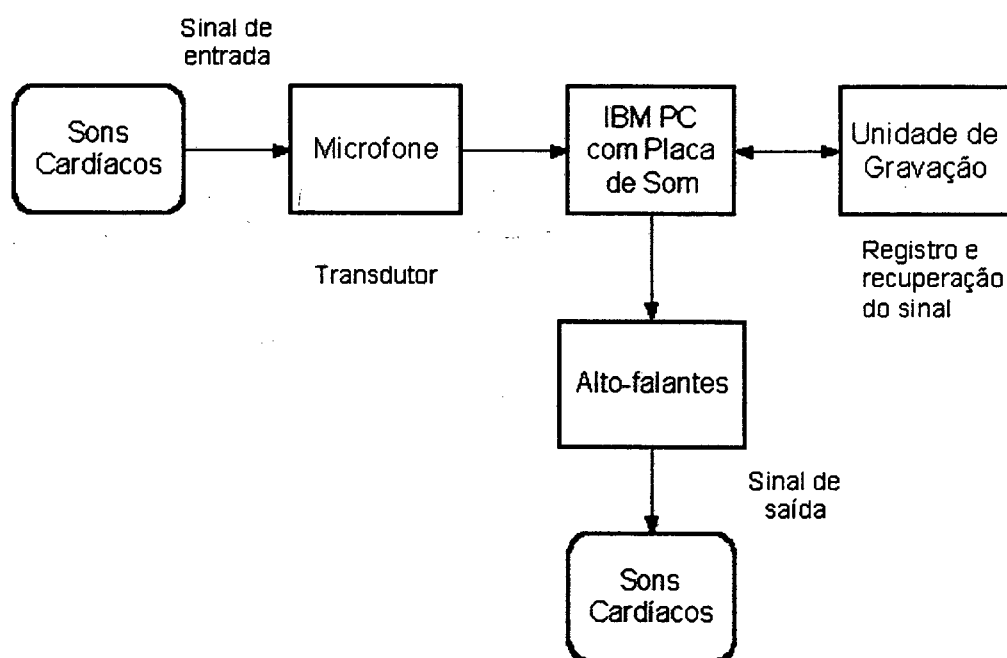


Figura 4.3: Diagrama em blocos simplificado do sistema de aquisição.

- **Microfone:** A pressão dos sons produzidos pelo coração é convertida em potencial elétrico através de um microfone. O microfone é composto de duas partes: *um detetor* e *um transdutor*. Um fino diafragma constitui o detetor, que converte pressão em movimento. O movimento do diafragma é por sua vez convertido em um sinal elétrico analógico por um transdutor adequado, que pode ser do tipo: *capacitivo, indutivo, piezo-elétrico ou carvão*. Neste trabalho, foi utilizado um microfone *eletreto* (tipo especial de microfone capacitivo) *Quick Shot* modelo QS-5838 que foi conectado à entrada "Mic" da placa de som. Qualquer microfone monofônico pode ser utilizado, mas

geralmente um vem incluído no pacote da série SB 16. A impedância de entrada do conector do microfone é de 600  $\Omega$ , com sensibilidade de 10 a 100 mVpp para a série SB Pro e de 10 a 200 mVpp para a série SB 16. As versões SB Pro e SB 16 possuem um AGC (Automatic Gain Control - Controle de Ganho Automático) que faz com que o ganho do amplificador do microfone seja automaticamente ajustado se o volume varia. Independente disso, o misturador permite controlar diretamente o volume do microfone, ou seja pode ser controlado via software.

- *Placas de Som:* Duas placas de som foram testadas e configuradas: uma SB Pro II (8 bits) e uma SB 16 (16 bits). O sinal analógico dos sons cardíacos é captado pelo microfone e enviado para a placa de som. A placa de som é controlada pelo computador e transforma o sinal analógico em som digital. O modo de configuração da placa de som será explicado posteriormente neste capítulo.
- *Unidade de Gravação:* Consiste em discos flexíveis ou rígidos onde os arquivos de som digitalizado são gravados.
- *Alto-falantes:* A saída de alto-falantes das placas Sound Blaster® é conectada a um amplificador localizada na própria placa que proporciona 4 W de potência por canal, em uma carga com impedância de 4 ou 8  $\Omega$  por canal. Para evitar a passagem do sinal por estes amplificadores a série SB 16 possui um “jumper” que pode ser modificado. Assim pode-se obter um sinal de saída não amplificado no conector de saída dos alto-falantes e evitar ruídos e distorções da etapa amplificadora. Os alto-falantes devem ser blindados para evitar interferência nos monitores. Neste trabalho utilizaram-se alto-falantes *Labtec* modelo LCS-150.

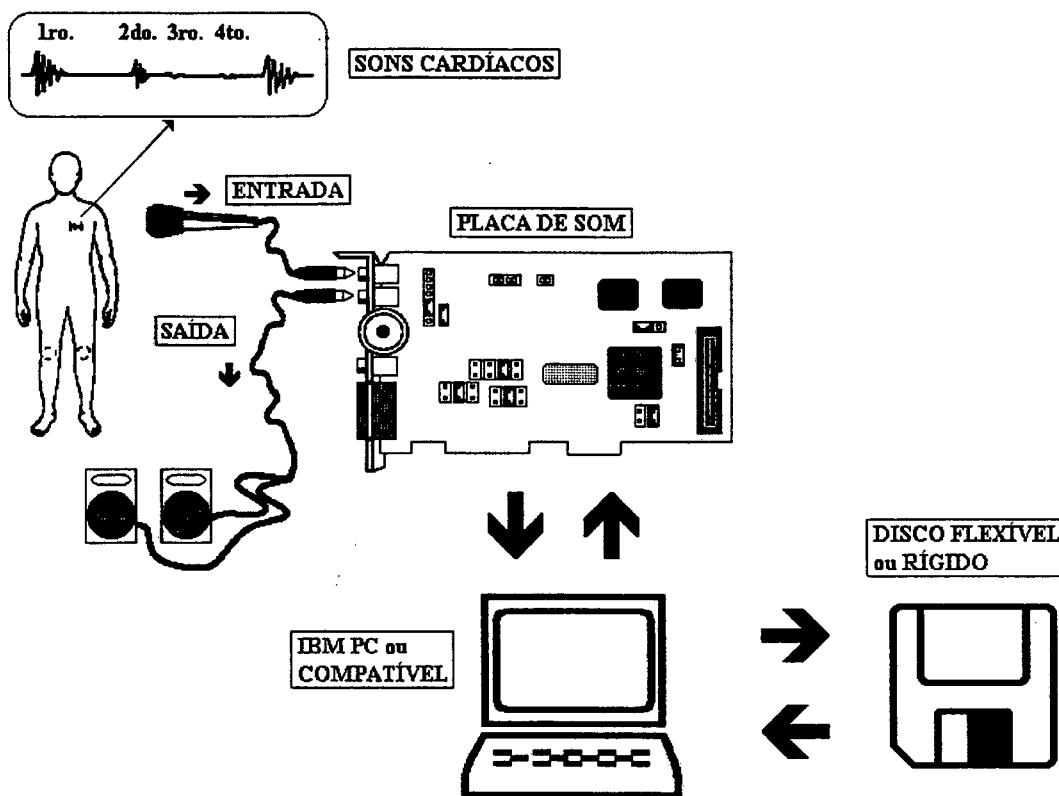


Figura 4.4: Esquema ilustrando o sistema de aquisição de sons cardíacos que utiliza uma placa de som da Sound Blaster®.

#### 4.5 Frequência de Amostragem

Para gravar um sinal analógico através de um sistema de aquisição que possui uma amostragem discreta [Proakis, Manolakis, 1989], [Beckwith, Marangoni, Lienhard, 1995], alguns cuidados devem ser tomados para garantir que a onda será guardada e posteriormente recuperada com precisão. Os parâmetros que devem ser controlados são: a *taxa de amostragem*, que é a frequência ou intervalo de tempo na qual as amostras ou dados são captadas, e o *número total de dados ou amostras*, ou senão, o *tempo total da aquisição*.

Portanto, o problema é determinar a frequência mínima de amostragem para captar os sons produzidos pelo coração. Considerando o

que foi anteriormente exposto neste capítulo com relação às faixas de frequências dos sons cardíacos [Garcia, 1986], [Guyton, Hall, 1996] e o teorema da amostragem de Nyquist [Oppenheim, 1983], [Bermudez, 1996] tem-se:

$$f_{amost} \geq 2 * f_{m\acute{a}x} \quad (4.3)$$

onde:

$f_{amost}$  frequência de amostragem

$f_{m\acute{a}x}$  frequência máxima do sinal

No caso do sons do cardíacos:

$$f_{m\acute{a}x} = 500 \text{ Hz} \quad (4.4)$$

$$\therefore f_{amost} \geq 1000 \text{ Hz} \quad (4.5)$$

## 4.6 Requerimentos do Sistema

Para utilizar o Sistema Multimídia de Aquisição de Sons Cardíacos, precisa-se de:

- IBM PC ou compatível com processador 486 com “mouse”.
- Windows® 3.1 ou 3.11 operando em *enhanced mode* (modo avançado) sobre MS-DOS 6.0 ou superior.
- 8 MB de memória RAM (Random Access Memory - Memória de Acesso Randômico).

- Monitor VGA (Video Graphic Adapter - Adaptador Gráfico de Vídeo) ou SVGA (Super VGA) colorido.
- Placa de Som para IBM-PC: SB Pro II (8 bits) ou SB 16 (16 bits).

Para utilizar placas mais recentes, como a de 32 bits, por exemplo, é necessário atualizar o mapa de registradores do misturador no programa. Estes mapas são fornecidos pelo fabricante.

## **4.7 Descrição do Software**

Ao adquirir uma placa de som convencional para PC, os aplicativos e utilitários instalados com a placa, permitem gravar sons em um arquivo, em disco rígido ou flexível, especificando o formato do arquivo de som e parâmetros de gravação, tais como: a taxa de amostragem, resolução da amostragem (8 ou 16 bits), modo de gravação (tipo de compressão) entre os mais importantes [Creative Labs., 1996f], [Wodasky, 1994]. O principal inconveniente para a utilização efetiva de algum destes aplicativos na aquisição de sinais bioelétricos de baixa frequência, é que estes parâmetros possuem limites especificados pelos projetistas destas aplicações os quais não são compatíveis com os dos sinais bioelétricos. Note-se que a placa de som e os aplicativos foram criados para trabalhar com voz humana, faixa de frequência até 6 ou 8 kHz, e música, faixa de frequência até 20 kHz [Moore, 1994], [Ridge, Golden, Luk, et al, 1994].

O software do Sistema Multimídia de Aquisição de Sons Cardíacos configura uma placa de som da família Sound Blaster® de tal modo a adquirir, e ao mesmo tempo traçar na tela do computador, a forma de onda dos sons cardíacos. Os sinais também podem ser gravados em um arquivo para um estudo posterior. A aquisição é realizada a baixas taxas de amostragem, ao qual é adequada para trabalhar com sinais biomédicos. As

partes mais importantes do fluxograma do programa aplicativo serão explanados nos itens subsequentes.

#### **4.7.1 Modo de Operação da Placa de Som**

Configurar a placa de som significa basicamente controlar o DSP e os registradores do misturador. No capítulo 3 verificou-se que existem duas formas de configurar o DSP: em modo direto, onde a CPU comanda a transferência de dados entre a placa de som e a memória, e em modo DMA, onde a CPU é liberada desta responsabilidade. O problema de configurar o DSP em modo DMA são as taxas mínimas de trabalho de aquisição de dados, que variam segundo a versão do próprio DSP, as quais são relativamente altas para serem utilizadas na aquisição dos sons cardíacos. É bom lembrar que o DMA favorece a utilização de taxas altas de amostragens, adequadas para gravar voz humana e música.

O DSP da placa de som foi configurado para trabalhar no modo direto, portanto cada amostra de som está em um formato PCM de 8 bits. Um programa aplicativo controla a taxa de transferência de dados e o tempo de aquisição. A interrupção do temporizador do PC foi reprogramada de tal forma que interrompa o número de vezes necessários para cumprir com a taxa de amostragem escolhida pelo usuário [Duncan, 1991], [Intel Corporation, 1984c], [Creative Labs., 1996b]. Os fluxogramas da figuras 4.5 e 4.6 mostram em forma de blocos as duas rotinas de atendimento de interrupção do temporizador. A primeira rotina é utilizada para ler dados do DSP e colocá-los em um "buffer", ou seja controla a entrada do sinal na placa de som. Observe o quadro pontilhado da figura 4.5. A segunda rotina é utilizada para pegar os dados de um "buffer" e escrevê-los no DSP, ou saída do sinal da placa de som. Observe o quadro pontilhado da figura 4.6.

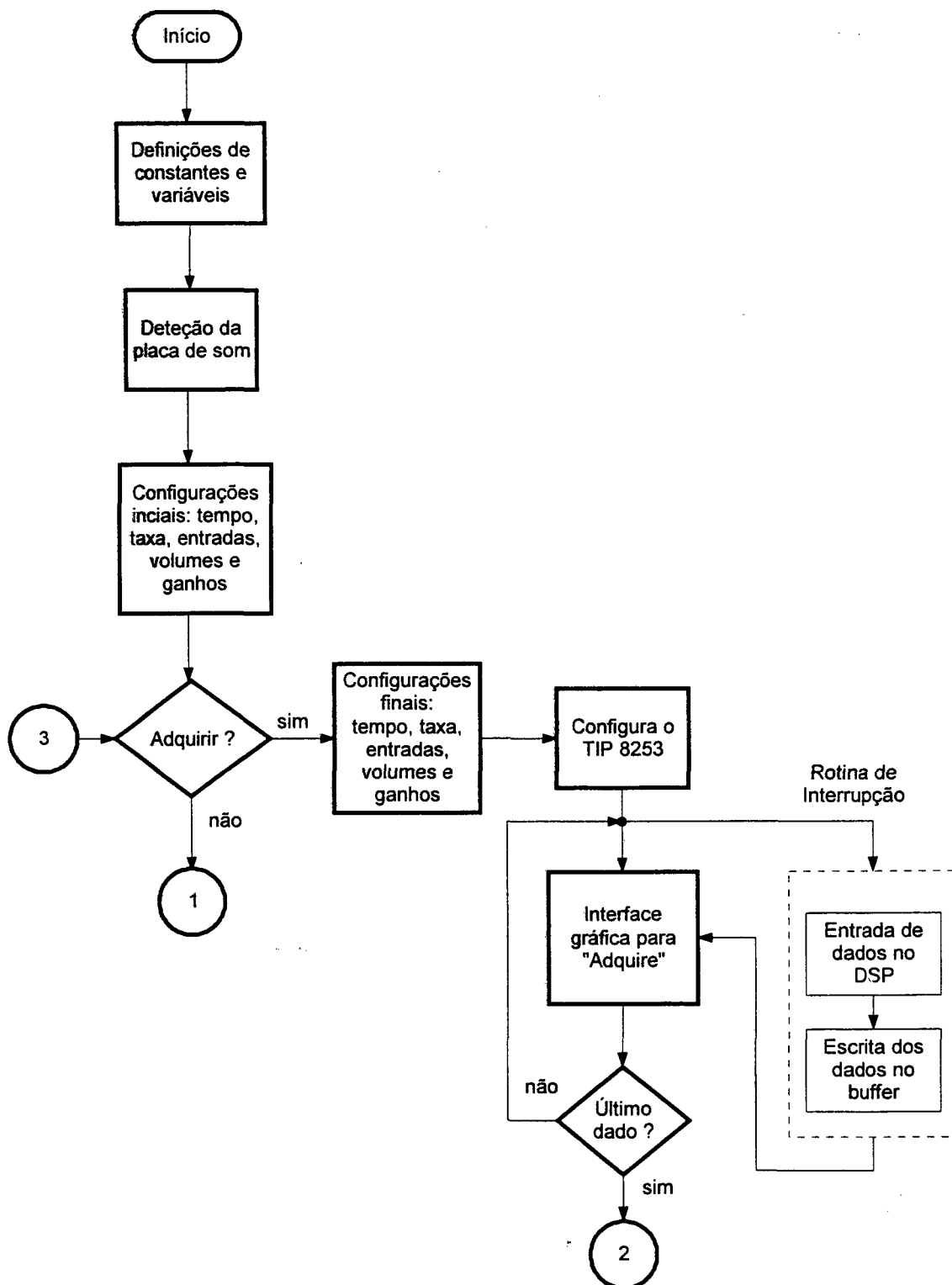


Figura 4.5 Fluxograma do programa que configura a placa de som para a aquisição de sons cardíacos.



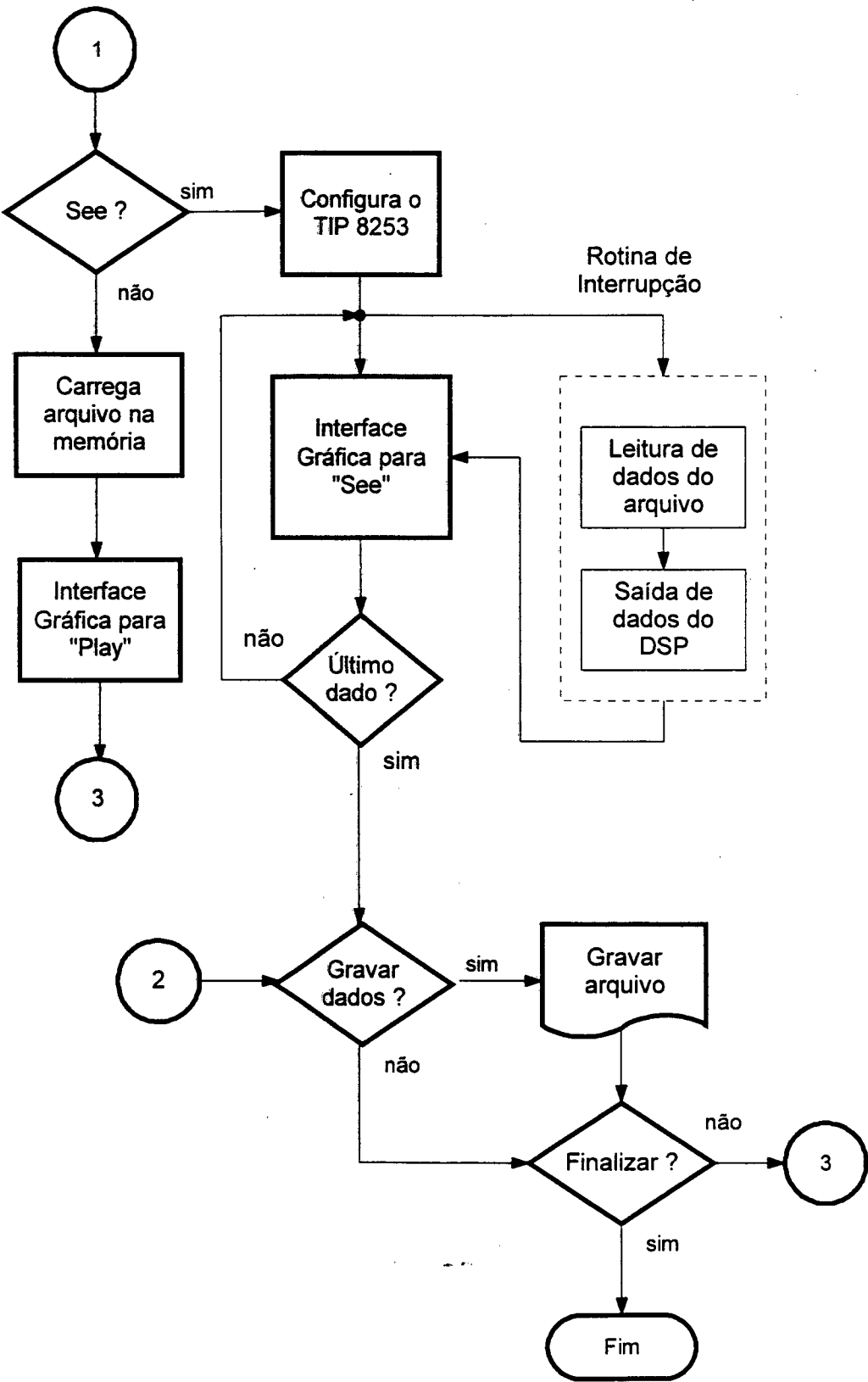


Figura 4.6: Fluxograma do programa que configura a placa de som para a aquisição de sons cardíacos (continuação da figura 4.5).

Normalmente quando se captam sinais com a ajuda de um IBM PC [Marques, 1996], [Rodrigues, 1997], [Ardigo, 1994] o TIP 8253 (Programmable Interval Timer - Temporizador de Intervalos Programáveis) é configurado para que a aquisição das amostras seja realizado "on line" (em tempo real). Isto significa que o intervalo de tempo entre o processamento das amostras e o traçado dos pontos do sinal, na tela do computador, é desprezível. No Apêndice A apresentam-se mais detalhes sobre o TIP 8253.

#### **4.7.2 Formato do Arquivo de Som Digitalizado**

Devido a que o DSP placa de som foi configurada para trabalhar em modo direto, é permitida somente a transferência de dados PCM de 8 bits sem sinal.

#### **4.7.3 Tamanho da Amostra**

O tamanho da amostra é o outro fator importante na precisão do sinal. As placas de 8 bits como a SB Pro II lidam somente com amostras de 8 bits. Já as placas SB 16 podem trabalhar com tamanho de dados de 8 ou 16 bits. Com amostras de 8 bits, um valor de amplitude pode ser gravado com uma precisão de uma parte em 256 ou seja:  $1/256$ . Com amostras de 16 bits, normalmente utilizadas quando se deseja gravações de alta qualidade, a amplitude é gravada com uma precisão de uma parte em 65536 ou seja:  $1/65536$ .

Normalmente o número ótimo de bits para a aquisição de sinais dos sons do coração é 12 [Sava, McDonnell, 1996], [Durand, Pirabot, Langlois et al, 1991], [Tang, Danmin, Durant, 1992]. Mas levando em consideração o custo de espaço da memória ou disco optou-se por amostras de 8 bits que comprovadamente realizam uma boa representação dos sons cardíacos [Garcia, 1986].

#### 4.7.4 Controle das Entradas

As entradas da placa de som são controladas através do misturador. O programa permite selecionar a fonte de gravação a ser utilizada: Microfone, Line In, CD, ou MIDI. Na configuração inicial todas as entradas estão habilitadas para a aquisição de dados. A figura 4.7 ilustra a tela de controle das entradas da placa de som e dados necessários para a aquisição.

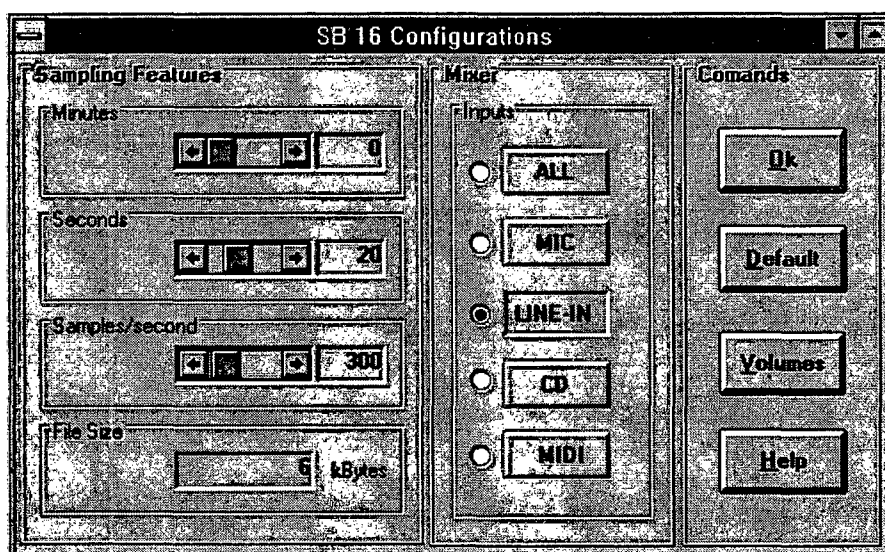


Figura 4.7: Tela das principais configurações do programa.

#### 4.7.5 Taxa de Amostragem

A taxa de amostragem deve ser o suficientemente alta para cumprir com o critério de Nyquist. Como a frequência máxima,  $f_{máx}$ , dos sons do coração é de aproximadamente 500 Hz, a frequência de amostragem,  $f_{amost}$ , necessária para reproduzir a forma de onda fielmente deve ser de no mínimo 1000 Hz. No capítulo 3 mostrou-se que a SB Pro II possui uma taxa de amostragem máxima de 44.1 kHz, para amostras de 8 bits (1 byte), e a SB 16

uma taxa máxima de 44.1 kHz, para amostras de 8 bits (1 byte) ou 16 bits (2 bytes). Logo, as duas placas são adequadas para captar os sons do coração.

O problema aparece quando se utilizam altas taxas que exigem uma capacidade de armazenamento muito grande. Por exemplo: se uma SB 16 é utilizada para adquirir e gravar os sons cardíacos a uma frequência de amostragem de 40 kHz em modo estéreo com amostras de 16 bits; aproximadamente 10 MB de espaço de memória ou disco serão ocupados por minuto. Matematicamente, tem-se:

Gravação estéreo: 2 canais

Tamanho das Amostras: 2 bytes = 16 bits

Taxa de amostragem: 40 KHz

Tamanho do arquivo de Som/Minuto:  $80 \times 2 \times 60 = 9600$  kHz/min

O programa aplicativo permite ao usuário a escolha da *taxa de amostragem*, com uma faixa de amostragem de 100 a 4000 amost/s, o *tempo de aquisição* do sinal em minutos e ou segundos com faixas de tempo de 0 a 15 min e/ou de 0 a 59 s. Através destes dois parâmetros é calculado o tamanho do arquivo de som em KB. Portanto, o maior arquivo de som digitalizado permitido seria de:  $4000 \times [(15 \times 60) + 59] = 3836$  KB. Confira a tela de configurações principais na figura 4.7.

#### 4.7.6 Controle de Volume e Tons

O programa controla, através dos registradores do misturador, os diversos níveis de volume, que definem os volumes finais de saída, e os tons agudos e graves. Eles são os volumes: global ou total, chamado também de "Master", Microfone, CD, Line In e MIDI. Na figura 4.8, mostra-se o controle de volume desenvolvido para a série Sound Blaster 16. Neste caso, o misturador CT 1745 proporciona 32 níveis de volume global com intervalos de 2 dB e 32 níveis de volume para as entradas do: Microfone, CD, MIDI, Line In, com

variações de 2 dB. Os tons agudos e graves possuem 16 níveis, de -14 dB a +14 dB com intervalos de 2 dB. Estes níveis podem apresentar uma escala percentual (%) ou uma escala em decibéis (dB).

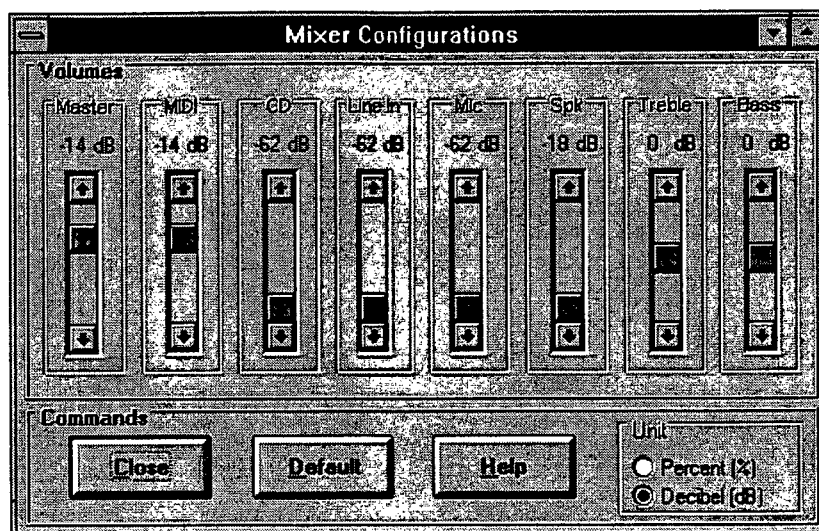


Figura 4.8: Tela de controle de níveis volume e tons agudos e baixos.

#### 4.7.7 Controle de Ganho

A série SB 16 permite um controle do ganho na entrada e na saída da placa, proporcionando uma amplificação de até 8 vezes a potência do sinal. O programa controla o ganho com escalas em decibéis (dB). Confira na figura 4.9.

As séries SB Pro e SB 16 possuem um controle automático de ganho do microfone, também chamado de AGC (Automatic Gain Control - Controle Automático de Ganho), que controla o amplificador do microfone de tal forma que seu ganho seja automaticamente ajustado se o volume do microfone varia. É recomendado sua utilização quando se grava sons através do microfone. .

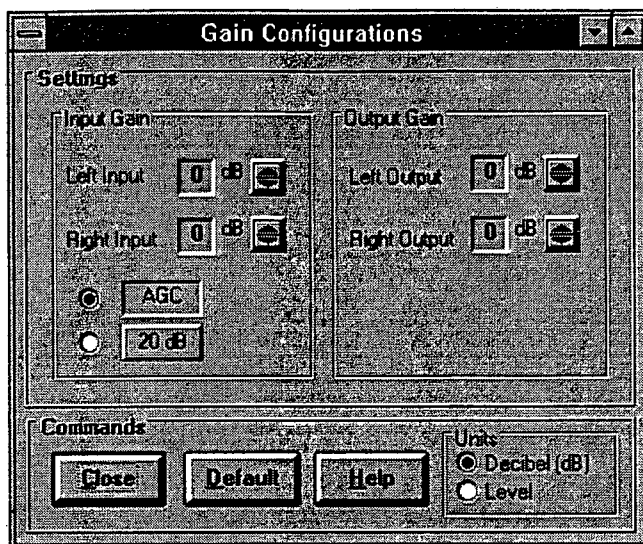


Figura 4.9: Tela de controle dos ganhos de entrada e saída.

#### 4.7.8 Linguagens Utilizadas na Programação

Com relação à sua construção o software divide-se em duas partes: o módulo que cuida da interface gráfica e o módulo que cuida da comunicação com os dispositivos da placa de som.

A interface gráfica foi, em sua totalidade, desenvolvida em linguagem Basic. Utilizou-se especificamente o Visual Basic® versão 3.0 da Microsoft Corporation. O Visual Basic® constitui uma linguagem relativamente simples e em extremo útil, principalmente devido a suas ferramentas gráficas de entrada e saída de dados, como por exemplo: formulários, caixas de diálogo e controles, que são muito fáceis de utilizar [Microsoft Corporation, 1993b], [Microsoft Corporation, 1993c], [Gurewich, 1994], [Holzner, 1994]. Além disso, permite projetar janelas e telas de configuração que seguem o padrão Windows®, facilitando desse forma a comunicação entre o usuário e programa. No entanto, existem coisas que o Visual Basic® não pode fazer e que são facilmente realizáveis com outros compiladores como o C, Pascal ou mesmo

Assembler. Por exemplo, não é possível enviar um comando ou dado a uma porta de hardware através do Visual Basic®.

A parte de software incluiu desenvolver todas as rotinas necessárias para a comunicação com os dispositivos da placa de som (DSP e misturador) e o controle da taxa de amostragem através do TIP 8253. A opção foi utilizar um compilador C para realizar este trabalho [Schild, 1990], [Calvert, 1994], [Mizrahi, 1990a], [Mizrahi, 1990b]. Aqui seria válida a pergunta: Não é melhor utilizar um compilador Assembler, de forma a minimizar o tempo de processamento das rotinas desenvolvidas para acessar a placa de som ?. A resposta é não, devido a que o programa trabalha com baixas taxas de amostragem, até 4000 Hz. No caso de se trabalhar com altas taxas e em modo direto, seria necessário o uso do compilador Assembler [Santos, Raymundi Jr., 1989].

Para conectar-se a interface gráfica desenvolvida em Visual Basic®, que roda em ambiente Windows®, e as rotinas em C que controlam a placa de som, foi criado uma DLL (Dynamic Link Library - Biblioteca de Ligação Dinâmica). Esse nome é devido a que as ligações entre os programas do Windows® e as rotinas da biblioteca são feitas em tempo de execução. A DLL é preparada especialmente para que os programas do Windows® possam chamar rotinas dentro delas [Microsoft Corporation, 1993b].

#### **4.7.9 Sistema de Ajuda para Windows®**

O programa aplicativo conta também com um sistema de ajuda para Windows® (Help for Windows®) de forma a facilitar sua utilização ao usuário [Microsoft Corporation, 1993a], [Holzner, 1994]. O sistema de ajuda ou Help contém textos e gráficos que são apresentados como informação *on line* de apoio, que explicam e ensinam ao usuário o significado e correto uso dos menus, comandos e ferramentas disponíveis no programa aplicativo. A informação *on line* é acessível através do menu Help na tela principal, e dos

comandos Help localizados nas telas secundárias de configuração do programa aplicativo. Confira as figuras 4.7, 4.8 e 4.9.

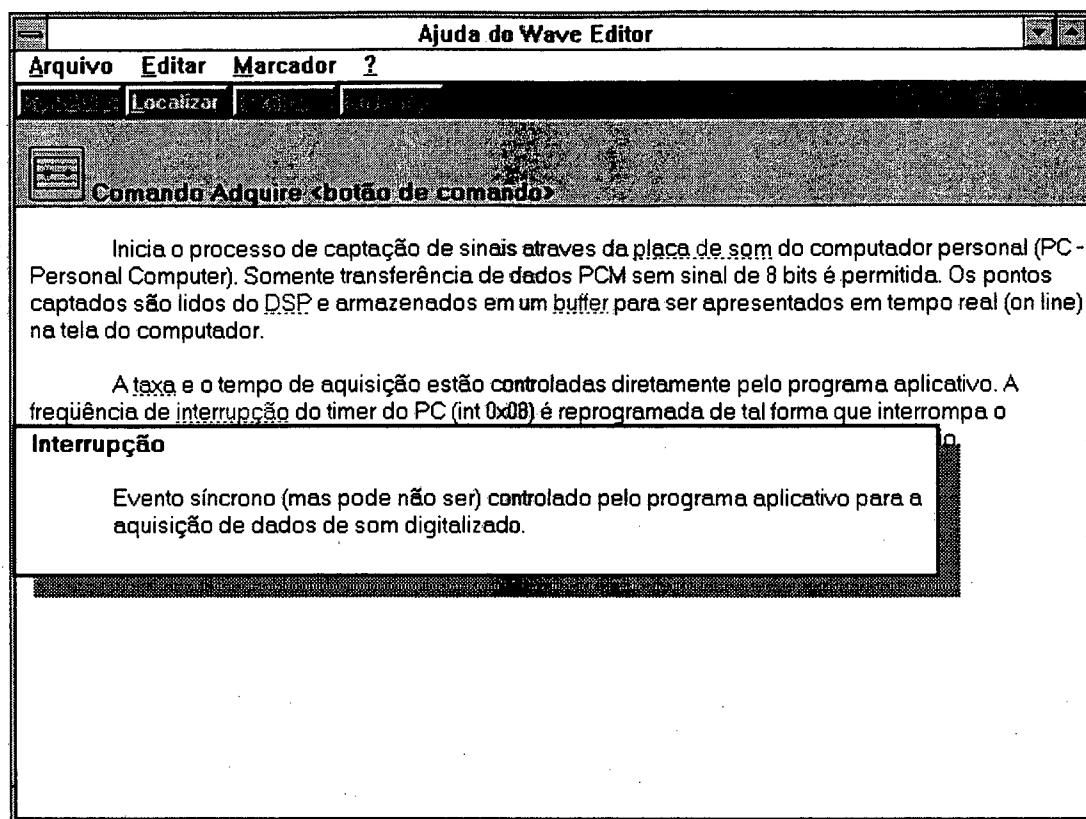


Figura 4.10: Tela do sistema de ajuda para Windows® no programa aplicativo.

O módulo de ajuda foi desenvolvido a partir do compilador de ajuda do Windows® HC31.EXE, que proporciona algumas vantagens que são bem aproveitadas pelo sistema de ajuda:

- Texto com diversas fontes e cores.
- Gráficos com formatos utilizados no Windows®.
- Janelas secundárias com informações relacionadas.
- Janelas instantâneas, que apresentam informação específica e detalhada.



- Pesquisas através de teclas, que conduzem ao usuário a uma informação específica.

As janelas secundárias aparecem quando se clica uma vez o “mouse” sobre uma palavra de cor verde com sublinhado simples e a janelas instantâneas quando se clica sobre uma palavra de cor verde com sublinhado tracejado. Confira na 4.10.

## **Capítulo 5**

# **Resultados**

### **Introdução**

Uma vez implementado o sistema multimídia de aquisição de dados, realizaram-se uma série de testes e procedimentos de forma a observar e avaliar o comportamento do sistema. Captou-se um sinal de baixa frequência, como o ECG e bulhas cardíacas normais e anormais. Além disso obteve-se a curva de ganho versus frequência da placa de som, através da aplicação de ondas senoidais puras.

## 5.1 O Problema da Largura de Faixa do Sistema de Aquisição

A largura de faixa total do sistema de aquisição, *microfone + placa de som + alto-falantes*, depende do elo mais fraco da cadeia de aquisição. O som captado pelo microfone é convertido em sinal elétrico e entregue à placa de som, que transforma o sinal elétrico em áudio digital que será armazenado em disco rígido ou flexível. O som digital em disco é convertido novamente em sinal elétrico e reproduzido pelos alto-falantes externos do PC. Consequentemente, a largura de faixa efetiva do sistema está limitada pela largura de faixa mais estreita entre os dispositivos que processam o som.

A placa de som tem uma largura de faixa muito ampla, abrangendo toda a faixa de audição humana. O gráfico da figura 5.1 ilustra a largura de faixa para a série SB 16 que vai de 20 Hz a 20 kHz, correspondendo à audição humana.

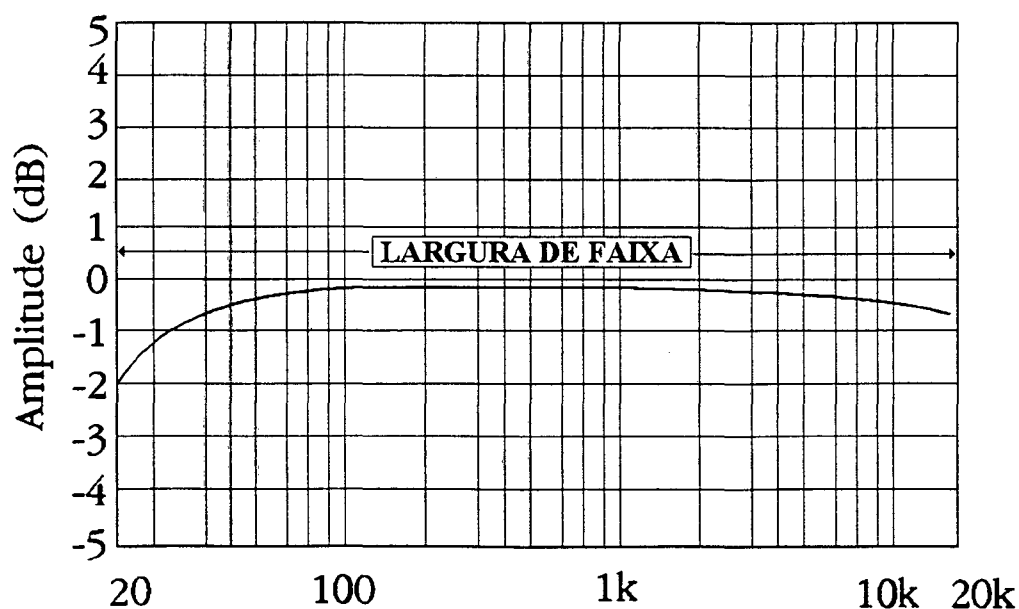


Figura 5.1 Largura de faixa para série SB 16 fornecida pelo fabricante [Ridge, Golden, Luk, et al, 1994].

Levando em consideração que usuário amostrará os sons cardíacos a uma frequência adequada ( $f_{\text{amost}} \geq 1000$  Hz), provavelmente, na aquisição o componente mais fraco será o microfone. Na reprodução, o componente mais fraco do sistema serão os alto-falantes externos do PC.

A figura 5.2 representa a largura de faixa real da placa de som SB 16 Value modelo CT 2950. Esta curva foi obtida através de ondas senoidais puras de até 1000 Hz. que foram fornecidas por um gerador de ondas, e captadas pelo sistema de aquisição. Compare a figura 5.2 com a fornecida pelo fabricante, figura 5.1.

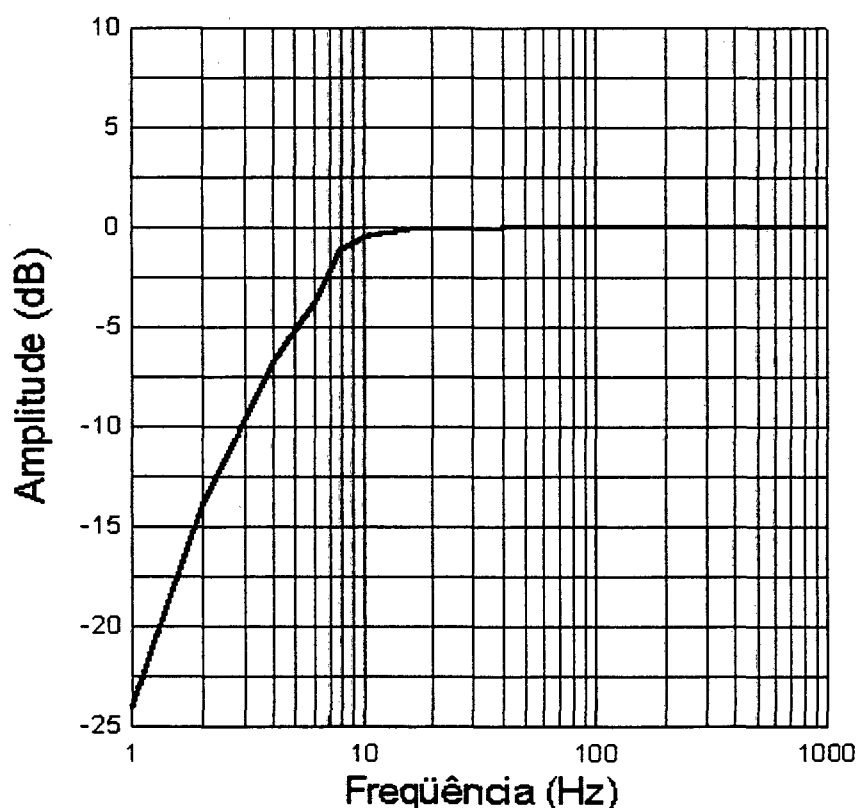


Figura 5.2: Faixa de frequências de uma SB 16 obtida através de senoides fornecidas por um gerador de ondas e captadas pelo sistema de aquisição.

Na prática, a faixa audível dos sons cardíacos situa-se na faixa de 40 a 500 Hz. Segundo dados obtidos do fabricante, o alto-falante, LABTEC® modelo LCS-150 possui uma largura de faixa de 100 Hz a 16 kHz, resultando deste modo impróprio para a reprodução dos sons do coração.

A modo de comparação, um dos melhores modelos da *LABTEC*, o *LCS-2410*, apresenta uma resposta em frequência de aproximadamente 30 Hz a 150 kHz, [Labtec Interprises, 1997], sendo portanto adequado para a aquisição dos sons cardíacos.

No caso do microfone, *QUICK SHOT*<sup>®</sup> modelo QS-5838, o fabricante não fornece os dados relacionados a este produto, mas segundo a literatura especializada, normalmente a faixa de frequência para este tipo de microfones é de aproximadamente 80 Hz a 12 KHz [Ridge, Golden, Luk, et al, 1994], também inadequada para a aquisição de sons cardíacos. Posteriormente neste capítulo indica-se o tipo e modelo de microfone normalmente utilizado para a aquisição de sons cardíacos.

## **5.2 Testes Realizados**

Os testes realizados podem-se dividir em duas partes:

- Registro e reprodução de sinais de baixa frequência.
- Registro e reprodução de sons cardíacos (FCG)

### **5.2.1 PARTE I: Registro e Reprodução de Sinais Baixa Frequência**

Esta primeira parte tem como objetivo analisar o comportamento da placa de som na aquisição de sinais de baixa frequência. As placas de som são projetadas para trabalhar com voz humana (largura de faixa até 8 kHz) e música (largura de faixa até 20 kHz), mas não muito adequadas para aquisição de sinais de baixa frequência. Como um exemplo, escolheu-se o eletrocardiograma (ECG), onde a maior parte da energia da onda está

concentrada na faixa de 0,05 a 100 Hz, aproximadamente [Coimbra, 1994], [Garcia, 1986], [Fokapu, Girard, 1991], [Bertonha, 1994].

Note nas figuras 5.1 e 5.2, que abaixo de 20 Hz a placa de som distorcerá os sinais, eliminando informação relevante. Para verificar este fenômeno, utilizam-se dois simuladores de sinais de ECG da Biotek Instrument, o Biotek ECG Plus, e Biotek ECG Multiparamétrico [Bio-Tek Instruments, 1989]. Primeiro foram obtidos os sinais originais fornecidos pelos simuladores através de um osciloscópio Tektronix modelo 2201 com armazenamento digital. Nos gráficos das figuras 5.3 e 5.5 são mostrados os sinais de ECG normais produzidos pelos simuladores da Biotek. As duas figuras apresentam um complexo QRS bem definido e ondas P e T normais.

Posteriormente, utilizou-se o sistema de aquisição para captar e armazenar os mesmos sinais de ECG destes simuladores. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 300 amost/s. A saída de nível alto dos simuladores, correspondente a sinais de 1 Vpp, foi conectada à entrada Line In (entrada externa) da placa de som que possui uma sensibilidade de 0 a 2 Vpp. As figuras 5.4 e 5.6 mostram os sinais de ECG, armazenados e reproduzidos pelo sistema de aquisição. Note a distorção introduzida pela placa de som em ambos casos, representada por uma linha (') para cada onda do ECG. Na figura 5.4, a onda S é muito acentuada, a onda Q quase desaparece e as ondas P e T estão distorcidas. Na figura 5.6, a onda Q é acentuada, a onda S desapareceu e as ondas P e T estão distorcidas.

Neste ponto é importante aclarar que esta seção não pretende apresentar as teorias básicas sobre ECG. O sinal de ECG foi escolhido como um exemplo de sinal bioelétrico de baixa frequência, que é distorcido pela placa de som. Alguma informação sobre eletrocardiografia básica e aquisição de sinais de ECG pode ser obtida em [Bronzino, 1995], [Hampton, 1994], [Ardigo, 1994].

Na seção anterior verificou-se que a placa de som é projetada para trabalhar na faixa de 20 Hz a 20 kHz, e não permite qualquer entrada ou saída de nível contínuo. Uma solução para contornar este problema seria a utilização de um amostrador (hardware externo), conectado à entrada externa ou "Line In" da placa de som. O amostrador poderia processar os sinais a aproximadamente 600 Hz, o que significa 6 pulsos do sinal por segundo para sinais biomédicos com faixa de 0 a 100 Hz.

A placa de som processa os sinais de acordo com a taxa de amostragem. Configurando a placa de som para uma taxa de amostragem de aproximadamente 3600 Hz sobre o sinal de saída do amostrador permitiria procurar os dados a cada 5 a 6 amostras a fim de encontrar os valores máximos e mínimos que representam os valores amostrados do sinal original. Todo este processo de localização dos pontos máximos e mínimos pode ser realizada através de uma sub-rotina específica. O passo seguinte seria unir esses pontos através de retas consecutivas de forma a reconstruir o sinal original.

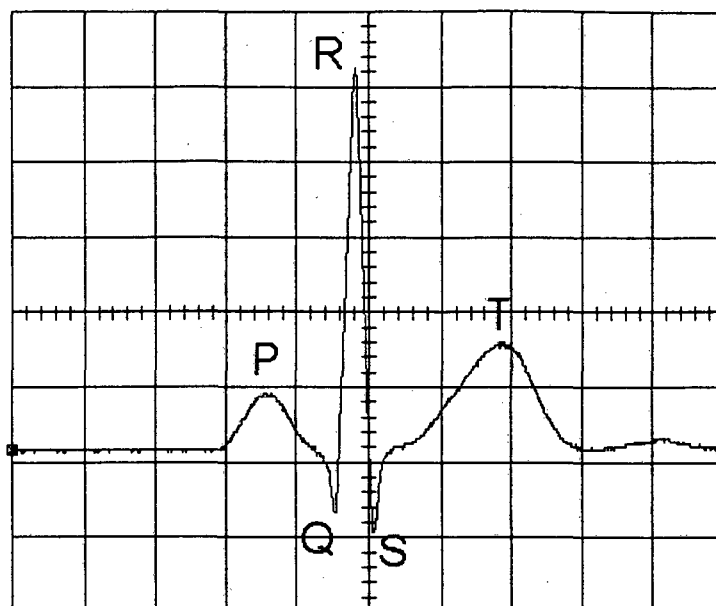


Figura 5.3: Sinal de ECG do simulador Biotek Plus captado em um osciloscópio com armazenagem digital Tektronix modelo 2201. Escala Horizontal: 0,1 div/s. Escala Vertical 20 mV/div.

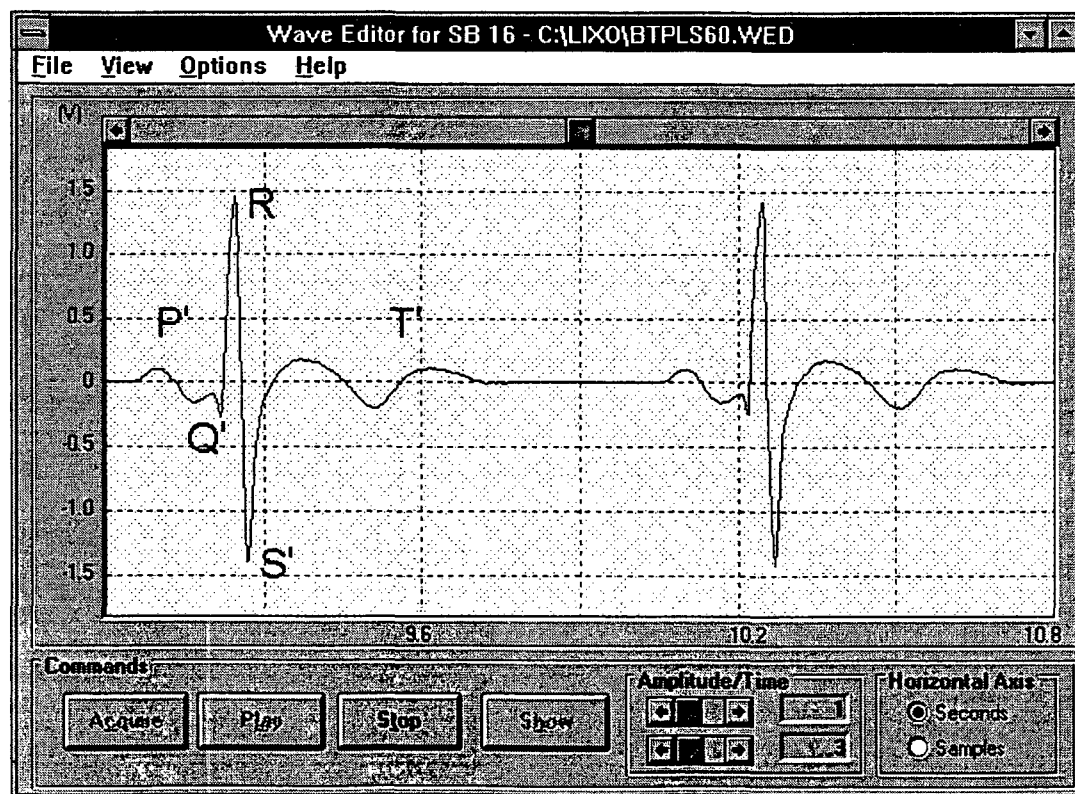


Figura 5.4: Sinal de ECG captado do simulador Biotek Plus e distorcido pelo sistema de aquisição. Entrada: Externa ou Line In. Taxa de amostragem: 300 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.



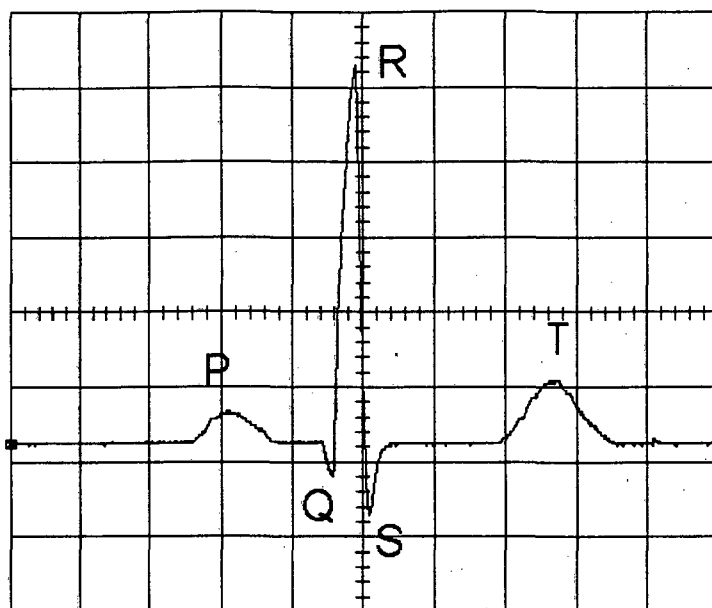


Figura 5.5: Sinal de ECG do simulador multiparâmetros da Biotek captado em um osciloscópio com armazenagem digital Tektronix modelo 2201. Escala Horizontal: 0,1 div/s. Escala Vertical 20 mV/div.

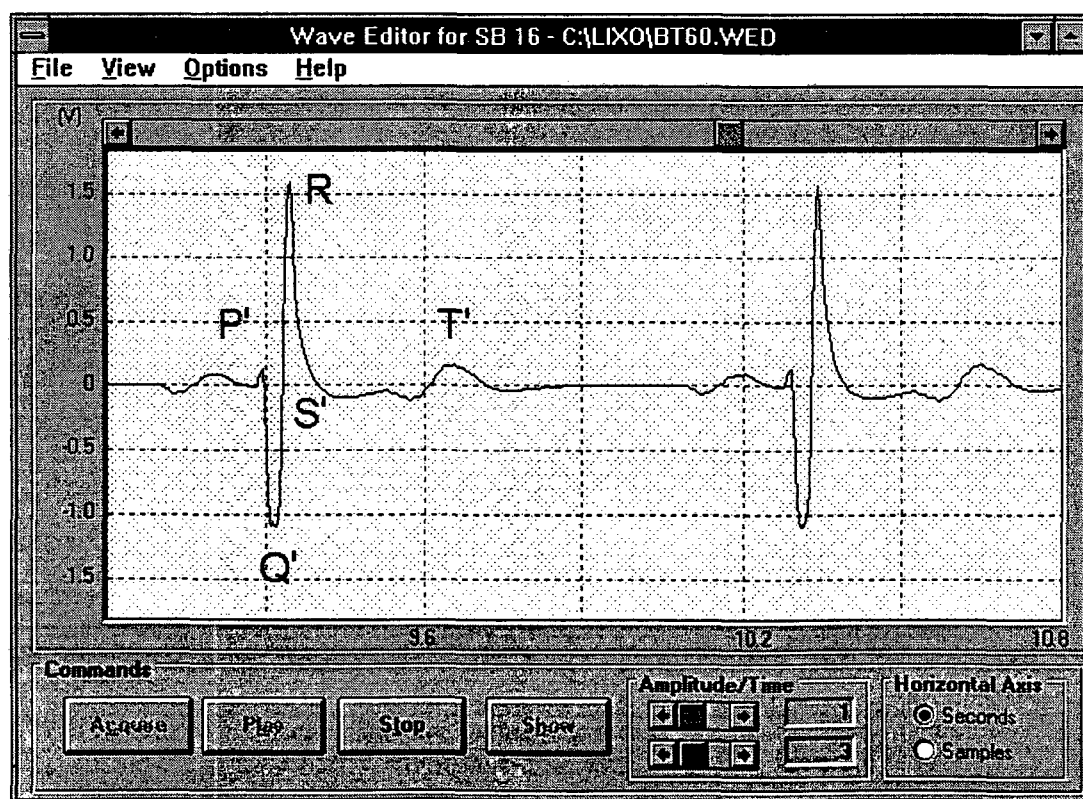


Figura 5.6 Sinal de ECG captado do simulador multiparâmetros da Biotek e distorcido pelo sistema de aquisição. Entrada: Externa ou Line In. Taxa de amostragem: 300 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

### 5.2.2 PARTE II: Registro e Reprodução de FCG

Os objetivos desta segunda parte são: captar sons cardíacos normais e anormais, e testar a entrada de linha externa (Line In) e a entrada do microfone (Mic).

Um som cardíaco normal e quatro sons cardíacos anormais foram obtidos a partir de uma fita cassete que é utilizada como auxílio à prática da medicina cardiovascular. A fita cassete pertence ao Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB) e contém 61 ruídos cardíacos, entre normais e anormais [Ruídos Cardíacos, 19--]. O procedimento consiste em conectar a saída dos alto-falantes de um toca fitas à entrada externa da placa de som (Line In). Os sinais foram processados a uma taxa de 4000 amostras/s e por um tempo de 10 s. A escolha desta taxa em particular, se deve a que ela corresponde a um valor médio da taxa de amostragem que comumente é utilizada na aquisição de sinais cardíacos [Sava, McDonnell, 1996], [Tang, Danmin, Durant, 1992], [Durand, Pirabot, Langlois et al, 1991].

A figura 5.7 representa um fonocardiograma normal. Nas figuras 5.8 5.9 e 5.10 ilustram-se sons cardíacos anormais, causados por lesões das válvulas mitral e aórtica. Todos estes sons encontram-se na fita cassete e foram captados pelo sistema através de um gravador estéreo cuja saída foi conectada à entrada externa ou "Line In" da placa de som. Note-se que em cada figura a origem da lesão valvular é facilmente identificada, já que o sinal adquirido da fita cassete, possui uma amplitude adequada.

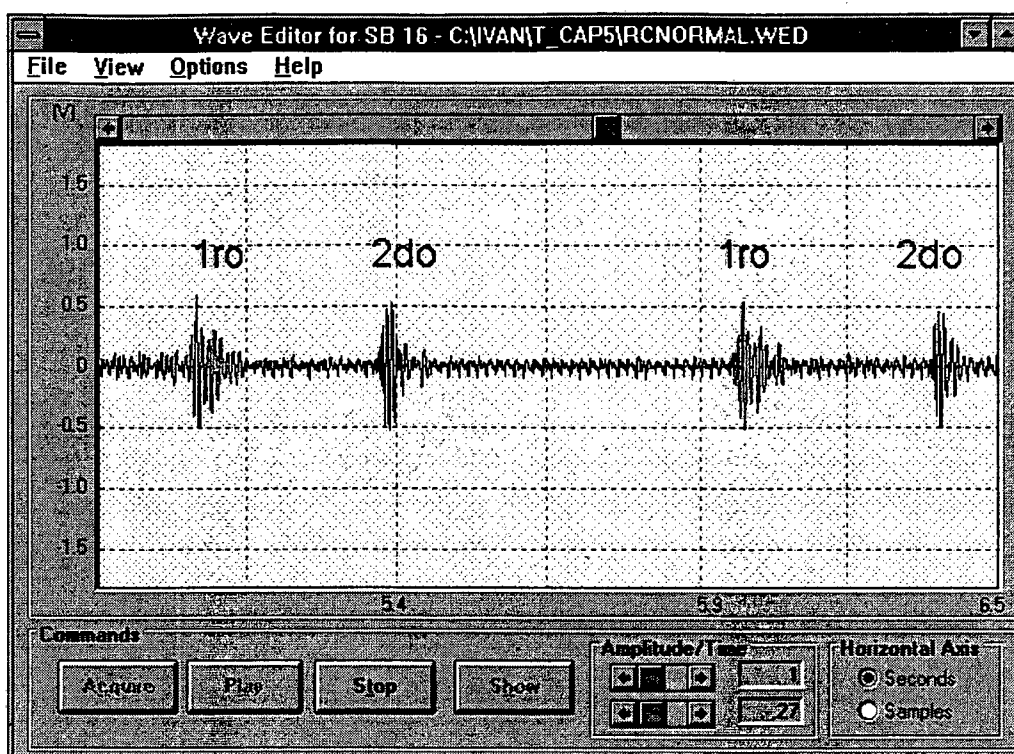


Figura 5.7: Sons cardíacos normais. Taxa de amostragem: 4000 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

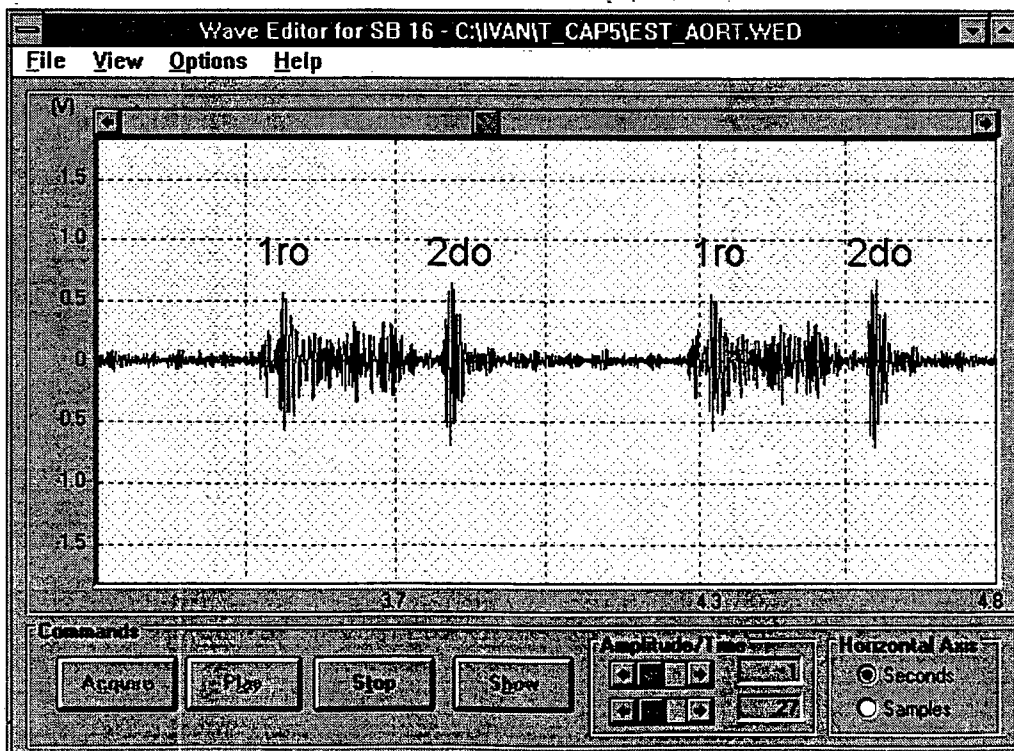


Figura 5.8: Fonocardiograma da estenose aórtica. Taxa de amostragem: 4000 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

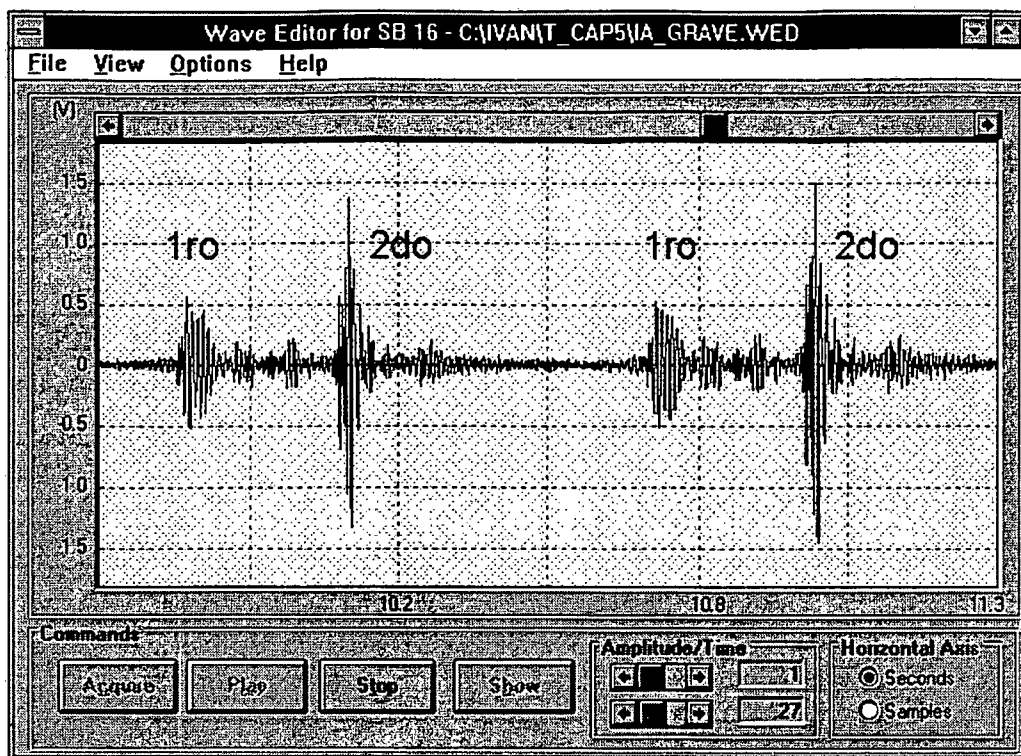


Figura 5.9: Fonocardiograma da insuficiência aórtica. Taxa de amostragem: 4000 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

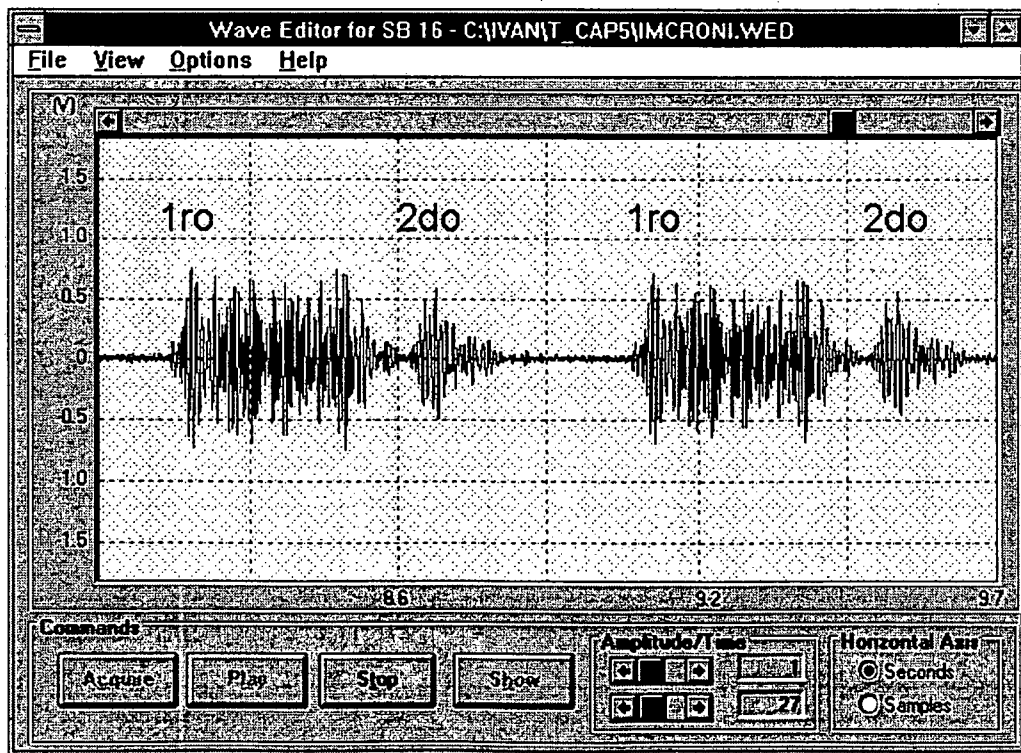


Figura 5.10: Fonocardiograma da insuficiência mitral. Taxa de amostragem: 4000 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

No seguinte teste, utilizou-se o microfone da Quick Shot com resposta em frequência de 80 Hz a 16 kHz para captar os sinais normais do coração. Para atenuar o ruído provocado pela respiração, colocou-se o microfone diretamente sobre o foco de auscultação aórtica, captando-se o fonocardiograma da figura 5.11. Observe que o sinal possui tanto ruído que é difícil identificar a primeira e segunda bulhas cardíacas. Como explicado no capítulo 2, o ruído é produzido principalmente pelo meio ambiente e pelo movimento do microfone sobre a caixa torácica, já ele não é preso ao corpo.

A figura 5.12 ilustra o mesmo fonocardiograma que da figura 5.11, só que expandida no tempo. Este procedimento facilita visualização da primeira e segunda bulhas.

Ao observar esta curva, deve-se levar em conta a largura de faixa inadequada do microfone da Quick Shot (80 Hz a 16 kHz aproximadamente), portanto informação importante está se perdendo utilizando este modelo. O ideal seria utilizar um microfone de contato adequado para captar ruídos cardíacos. Por exemplo, o microfone de contato 21050A da Hewlett Packard, que possui uma resposta em frequência plana de 0,2 Hz a 2000 kHz [Sava, McDonnell, 1996], [Tang, Danmin, Durant, 1992], [Durand, Pirabot, Langlois et al, 1991]. Este microfone não foi testado por problemas de comunicação com o fabricante, já que ao ser um produto produzido nos Estados Unidos só pode ser adquirido por importação.

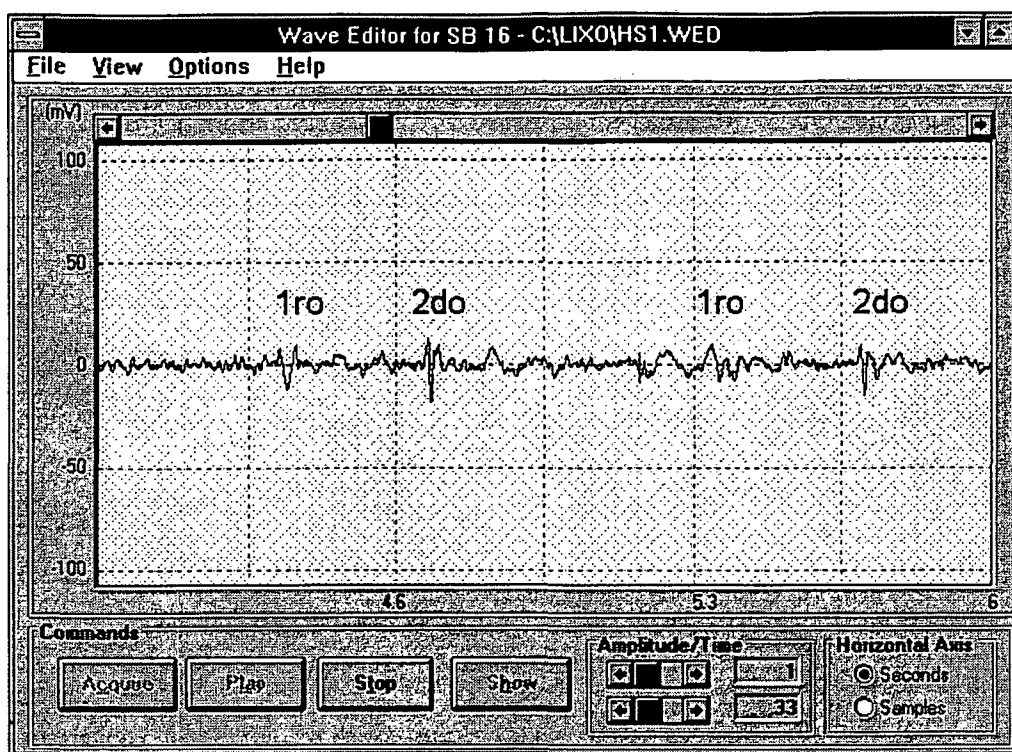


Figura 5.11: Primeira e segunda bulhas, captados pelo sistema de aquisição. Taxa de amostragem: 4000 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

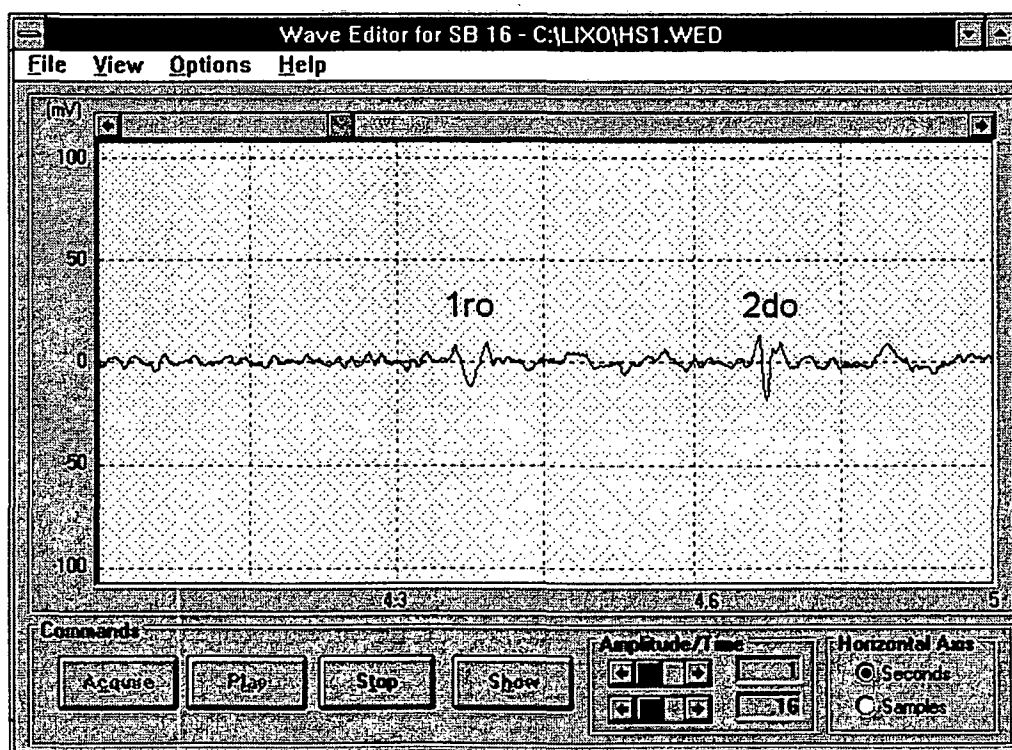


Figura 5.12: Primeira e segunda bulhas captados pelo sistema de aquisição e expandidos no tempo. Taxa de amostragem: 4000 amost/s. Tempo de aquisição: 10 s.

## **Capítulo 6**

# **Conclusões**

## 6.1 Conclusões

O método desenvolvido apresenta-se promissor do ponto de vista da implementação de sistemas de aquisição de sinais biomédicos como: sons cardíacos e ECG, com hardware mínimo.

As configurações originais da placa de som de um IBM-PC foram modificadas via software, obtendo-se um sistema de aquisição e armazenamento de sons cardíacos com baixas taxas de amostragem, fato que é incomum em dispositivos multimídia projetados para trabalhar com voz humana e música.

Levando em consideração o preço de um computador multimídia, aproximadamente 1500 dólares, e que desde alguns anos o PC tornou-se praticamente um "equipamento doméstico", pode-se dizer que trata-se de um sistema de aquisição pouco oneroso.

A partir dos testes realizados com a aquisição registro e reprodução visual dos sons cardíacos através de uma fita cassete conectada na entrada externa ou Line In, verificou-se que com uma taxa de amostragem de 4000 Hz obtém-se uma excelente recuperação das formas de onda destes sinais por dois motivos: primeiro, as bulhas cardíacas possuem uma largura de faixa superior de de aproximadamente 500 Hz e segundo, estes sinais já possuem uma amplitude adequada e não precisam de amplificação prévia.

Podem-se citar algumas características relevantes do programa como: o processamento em tempo real dos sinais, amigável interface usuário-programa principalmente na entrada e saída de dados (Visual Basic® para Windows®). O programa roda em ambiente Windows® com sistema de ajuda *on-line* e possibilita o armazenamento dos sinais captados.



Dada a flexibilidade na escolha da taxa de amostragem, o sistema multimídia de aquisição pode ser aplicado a qualquer sinal biomédico com largura de faixa de 20 Hz a 2000 Hz aproximadamente.

Devido à sensibilidade da entrada Line In ser de 0 a 2 Vpp, normalmente o sinal adquirido por esta meio de acesso deverá ser amplificado adequadamente. No caso da entrada do microfone a sensibilidade é de 0 a 200 mVpp, mas deve levar em conta que esta entrada possui um controlador de ganho programável.

Atualmente os dados são captados através de um canal. Para um maior número de canais pode-se realizar uma multiplexação externa de dados. Isto pode ser feito através de um circuito multiplexador externo (hardware externo) conectado à entrada externa ou "Line In" da placa. Os dados podem ser temporariamente armazenados em um buffer e posteriormente plotados na tela do computador.

Devido a que o processador do computador controla diretamente a rotina de interrupção responsável pela taxa de amostragem na captação dos sinais, qualquer modificação dos dados de entrada, que são utilizados para configurar a placa, só são aceitos após terminado cada ciclo de aquisição.

O tamanho do arquivo de som digitalizado a ser armazenado em disco, fica limitado exclusivamente pelo intervalo de tempo da aquisição e pela taxa de amostragem.

Algumas melhoras podem ser adotadas a curto prazo para melhorar o rendimento do sistema. Primeiro a utilização de um microfone de contato adequado para o registro de fonocardiogramas (por exemplo: o Hewlett Packard 21050A). Segundo a utilização de alto-falantes com frequência de banda inferior menores que 30 Hz. Deste modo seria possível verificar se 8 bits são adequados para a reprodução sonora dos sons cardíacos, já que devido à

inadequada resposta em frequência dos alto-falantes (100 hz a 16 kHz) o som reproduzido não era de boa qualidade.

## 6.2 Trabalhos Futuros

Com o sistema de aquisição proposto pode-se adquirir, além dos sons cardíacos, outros sinais biomédicos de baixa frequência, como por exemplo: o ECG, o pulso jugular venoso, o pulso carotídeo, etc., sendo necessário apenas utilizar os sensores adequados para cada sinal e eliminar a distorção introduzida pela placa de som. Uma forma a corrigir esta distorção seria projetar um filtro digital via software que anule o efeito produzido pela placa de som. Este procedimento requer o levantamento de curvas como: Ganho x Frequência e Desvio de Fase x Frequência do sistema de aquisição. Dependendo do esforço computacional requerido, a filtragem poderia ser feita em tempo real na mesma rotina de interrupção que atende aquisição dos dados.

Neste projeto priorizou o estudo dois componentes da placa de som: o DSP e o misturador, deixando de lado o sintetizador de FM. Do mesmo modo que o DSP e o misturador, o sintetizador de FM é também programável. Um trabalho interessante seria estudar a possibilidade de desenvolver um gerador de sinais biomédicos utilizando os recursos musicais disponíveis no sintetizador, como por exemplo o ECG.

Alguns complementos fundamentais podem ser o desenvolvimento de rotinas que realizem a análise dos arquivos de dados armazenados e a incorporação de filtros digitais normalmente utilizados em sinais biomédicos, visto que o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica já conta com alguns trabalhos nessa área [Almeida, 1997].

## Apêndice A

## Configurando o Temporizador de Intervalo Programável 8253

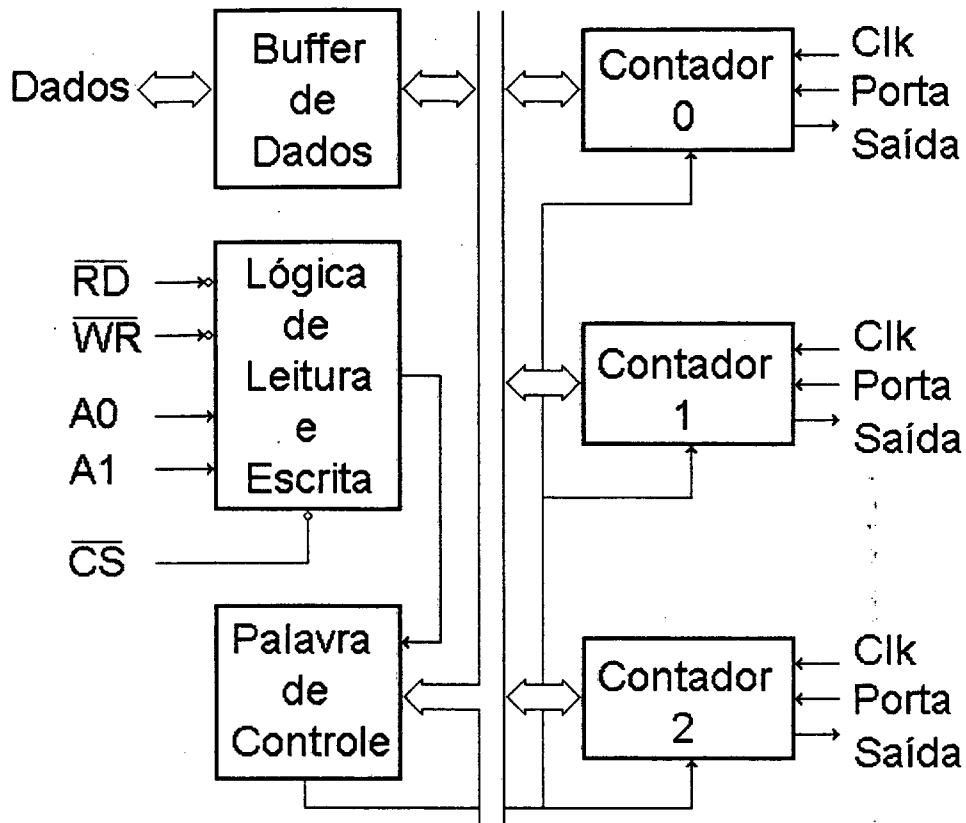


Figura A1: Diagrama em blocos do TIP 8253 [Intel Corporation, 1984a].

### A.1 Descrição Funcional

A pastilha do TIP (Temporizador de Intervalo Programável) é um contador de intervalo programável que gera precisos retardos de tempo sob o controle de software. Possui três contadores independentes de 16 bits de contagem regressiva, sendo cada um responsável por uma tarefa diferente no IBM PC ou compatível. Relaciona-se a continuação as funções principais destes contadores.

- **CONTADOR 0:** Atualiza o relógio do sistema. É normalmente programado para gerar aproximadamente 18.2 pulsos de relógio

(clock) por segundo. Uma interrupção 0x08 é gerada a cada pulso de clock.

- **CONTADOR 1:** Controla a restauração, “refreshing”, da memória. As memórias do tipo DRAM (Dinamic RAM - RAM dinâmica) são consideradas de baixo custo, mas suas células de memória devem ser periodicamente restauradas ou perderão sua carga, ou seja a informação armazenada. A pastilha do TIP é o responsável por enviar sinais à pastilha controlador de DMA para restaurar a memória [Intel Corporation, 1984a]. Em muitas máquinas esta restauração é efetuada a taxas mais altas do que as necessárias. Reprogramando o CONTADOR 1, para atualizar a memória a uma taxa menor pode as vezes, melhorar a velocidade do sistema.
- **CONTADOR 2:** Está conectado ao alto-falante do PC. Este contador é comumente programado para gerar uma onda quadrada emitindo desta maneira, um tom contínuo. Vários jogos de computador utilizam este contador para produzir efeitos sonoros [Norton, 1989b], [Norton, Socha, 1989a].

## A.2 Descrição Operacional

Para comandar o 8253 via software, uma *palavra de controle* deve ser enviada para iniciar os contadores com o *modo* e *intervalo* da contagem. Isto é realizado através das portas de endereçamento. Sem uma adequada iniciação o modo, a contagem e as saídas dos contadores é indefinida. Informe-se na figura A.1.

A frequência de entrada do TIP é 1193181 Hz. Cada contador decrementa uma vez para cada pulso do clock. O termo “Fim de Contagem” acontece quando o contador chegou a zero. Carregar os contadores com o

valor zero, equivale à maior contagem possível, ou seja o maior tempo de temporização, aproximadamente 18.2 Hz.

### A.3 Portas de Endereçamento

A pastilha do 8253 é acessível através das seguintes portas:

Porta	Descrição
0x40 h	Contador 0 (leitura/escrita)
0x41 h	Contador 1 (leitura/escrita)
0x42 h	Contador 2 (leitura/escrita)
0x43 h	Palavra de controle (escrita)

### A.4 Palavra de Controle

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
----	----	----	----	----	----	----	----

- D7,D6: Seleciona o contador.  
  
0 - Contador 0  
1 - Contador 1  
2 - Contador 2
- D5,D4: Leitura e escrita  
  
0 - Contagem estável.  
1 - Leitura/escrita do LSB (Low Significant Byte).  
2 - Leitura/escrita do MSB (More Significant Byte).  
3 - Leitura/escrita do LSB e logo do MSB.
- D3, D2, D1: Modo de contagem. De 0 a 5. Informe-se na seguinte seção.

- D0: Tipo de BCD (Binary Coded Decimal)

0 - Contagem binária de 16 bits.

1 - Contagem de 4 décadas.

## A.5 Modos de Contagem

O 8253 pode ser programado para trabalhar nos seguintes modos:

- MODO 0: *Interrupção no Fim da Contagem*. Quando este modo é estabelecido, a saída permanecerá baixa. Ao carregar o registrador do contador com um valor, a saída continua baixa e o contado iniciará a contagem regressiva. Quando o contador chega a zero (fim de contagem), a saída torna-se alta, e permanecerá alta até que o contador seja reprogramado. O contador continuará a contagem regressiva após alcançar o final da contagem. Escrever o primeiro byte no registrador do contador para a contagem. Escrever um segundo byte começa a nova contagem.
- MODO 1: *Pulso Monoestável Programável*. A saída permanecerá baixa durante a contagem, seguindo o disparo da borda de subida da porta de entrada. Uma vez alcançado o fim de contagem, a saída permanecerá alta e o contador pode ser disparado de novo através da porta de entrada. O pulso é redisparável, já que a saída permanecerá baixa e a contagem será reiniciada, após de um novo disparo por borda de subida.
- MODO 2: *Gerador de Pulsos*. Consiste num contador dividido em N. A saída permanecerá baixa por um período do clock de entrada. O período de um pulso ao outro, é igual ao valor N colocado no

registrador contador. Se o contador é recarregado entre pulsos, o período atual não será afetado, mas o posterior refletirá o novo período.

- **MODO 3: *Gerador de Onda Quadrada*.** Similar ao MODO 2 com exceção que a saída permanecerá alta até que a metade da contagem tenha sido completada, para um valor par, e será baixa para a outra metade da contagem. O contador decrementa em dois para cada borda de descida do pulso do clock. No fim de contagem, o contador muda de estado, é recarregado com o valor inicial e a contagem se repete. Se o valor é ímpar e a saída alta, o primeiro pulso de clock decrementa o contador em 1. Nos pulsos de clock subseqüentes, o contador é decrementado em 2. No fim de contagem a saída é baixa e a contagem é repetida. O primeiro pulso do clock decrementa o contador em 3, pulsos do clock subseqüentes decrementam o contador em 2 e até o fim de contagem.
- **MODO 4: *Sinal Disparado por Software*.** Após estabelecido este modo, a saída será alta. A contagem começará quando o valor da contagem for colocado no contador. No fim de contagem, a saída será baixa por um período de clock, logo permanecerá alta de novo. Se o registrador recarregado entre pulsos de saída, somente o subseqüente período será afetado. A contagem reiniciará se a porta for baixa.
- **MODO 5: *Sinal Disparado por Hardware*.** O contador começará uma nova contagem em nível alto, a cada borda de subida da porta de entrada, e permanecerá baixa por um período de clock após do fim da contagem.



## Apêndice B

## Mapa de Registradores do Misturador para a Séries SB Pro e Série SB 16

Dependendo do modelo, cada misturador possui seu próprio mapa de registradores. Nele se encontram os endereços de todos os registradores que podem ser configurados via software. O primeiro passo é averiguar o endereço base da placa de som. O segundo, reconhecer o modelo do misturador. Logo, para acessar qualquer registrador do misturador basta adicionar o endereço base da placa ao endereço particular de cada registrador.

### B.1 Mapa de Endereços de E/S para a série SB Pro.

A tabela B1 apresenta os endereços bases selecionáveis para a série SB Pro. A série SB Pro é acessível pelos endereços 220h ou 240h. A escolha é feita através de um “jumper” localizado na própria placa de som. A tabela B2 lista os endereços de todos os registradores do misturador CT 1345, que corresponde à série SB Pro.

Tabela B1: Endereços bases selecionáveis da série SB Pro [Creative Labs., 1996b].

Endereço Base	Endereços de E/S Utilizados
220h	220h a 233h
240h	240h a 253h

Tabela B2: Mapa de registradores do misturador CT 1345 - Série SB Pro. [Creative Labs., 1996b].

End.	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
0x00	Resetar Misturador							
0x04	Volume Voice Esq.				Volume Voice Dir.			
0x0A						Volume Microfone		
0x0C			Filtro Entrada		Filtro Passa- Baixo	Fonte Entrada		
0x0E			Filtro Saída				Chave Estéreo	
0x22	Volume Master Esq.				Volume Master Dir.			
0x26	Volume MIDI Esq.				Volume MIDI Dir.			
0x28	Volume CD Esq.				Volume CD Dir.			
0x2E	Volume Line Esq				Volume Line Dir			

B.2 Mapa de Endereços de E/S para a série SB 16

A série SB 16 é acessível através dos endereços de E/S 220h, 240h, 260h e 280h, que são seleccionáveis via um "jumper" situado na própria placa.

A Tabela B3 apresenta os endereços bases seleccionáveis para a série SB 16. A Tabela B4 os endereços dos registradores para o misturador CT 1745 que corresponde à série SB 16.

Tabela B3: Endereços bases seleccionáveis da série SB 16 [Creative Labs., 1996b].

Endereço Base	Endereços de E/S Utilizados
220h	220h a 233h
240h	240h a 253h
260h	260h a 273h
280h	280h a 293h

Tabela B4: Mapa de registradores do misturador CT 1745 - Série SB 16 [Creative Labs., 1996b].

End.	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
0x00	Resetar Mixador							
0x04	Volume Voice Esq.				Volume Voice Dir.			
0x0A						Volume Microfone		
0x22	Volume Master Esq.				Volume Master Dir.			
0x26	Volume MIDI Esq.				Volume MIDI Dir.			
0x28	Volume CD Esq.				Volume CD Dir.			
0x2E	Volume Line Esq				Volume Line Dir			
0x30	Volume Master Esq.							
0x31	Volume Master Dir.							
0x32	Volume Voice Esq.							
0x33	Volume Voice Dir.							
0x34	Volume MIDI Esq.							
0x35	Volume MIDI Dir.							
0x36	Volume CD Esq.							
0x37	Volume CD Dir.							
0x38	Volume Line Esq.							
0x39	Volume Line Dir.							
0x3A	Volume Microfone							
0x3B	Volume Alto Falante PC							
0x3C				Chaves de Saída do Misturador				
				Line E.	Line D.	CD E.	CD D.	Mic
0x3D		Chaves de Entrada Esq. do Misturador						
		MIDI E.	MIDI D.	Line E.	Line D.	CD E.	CD D.	Mic
0x3E		Chaves de Entrada Dir. do Misturador						
		MIDI E.	MIDI D.	Line E.	Line D.	CD E.	CD D.	Mic
0x3F	Ganho Ent. Esq.							
0x40	Ganho Ent. Dir.							
0x41	Ganho Saída Esq							
0x42	Ganho Saída Dir.							
0x43								AGC
0x44	Agudo Esq.							
0x45	Agudo Dir.							
0x46	Baixo Esq.							
0x47	Baixo Dir.							

A tabela B5, lista as funções das portas de E/S para as placas SB Pro II e SB 16 que utilizam o sintetizador OPL3 (vide capítulo 3). Deve-se salientar que alguns modelos da série SB Pro, anteriores à versão SB Pro II, possuem o sintetizador OPL2 e não o OPL3.

Tabela B5: Mapa de registradores do misturador CT 1745 - Série SB 16 [Creative Labs., 1996b].

Endereços de E/S	Descrição	Acesso
Base + 0h	Porta de status de música FM.	L
Base + 0h	Porta de endereços dos registradores de música FM.	E
Base + 1h	Porta de dados de música FM.	SE
Base + 2h	Porta de status de música FM avançada.	L
Base + 2h	Porta de endereço do registrador de música FM avançada.	E
Base + 3h	Porta de dados de música FM avançada.	SE
Base + 4h	Porta de endereço do registrador do misturador	SE
Base + 5h	Porta de dados do misturador	L/E
Base + 6h	Inicialização do DSP	SE
Base + 8h	Porta de status de música FM.	L
Base + 8h	Porta do registrador de música FM.	E
Base + 9h	Porta de dados de música FM.	SE
Base + Ah	Porta de leitura de dados do DSP	SL
Base + Ch	Escrita de dados/comandos no DSP	E
Base + Ch	Status do buffer de escrita do DSP	L
Base + Eh	Status do buffer de leitura do DSP	SL
Base + 10h	Registrador de dados/comandos do CD-ROM	L/E
Base + 11h	Registrador de status do CD-ROM	SL
Base + 12h	Registrador de iniciação do CD-ROM	SE
Base + 13h	Registrador habilitador do CD-ROM	SE

onde:

L: leitura

E: escrita

SL: somente leitura

SE: somente escrita

L/E: leitura e escrita

## Apêndice C

## Comandos do DSP para Trabalhar no Modo Direto

Esta seção apresenta os comandos necessários para identificar a placa de som e configurar o DSP para trabalhar no modo direto. Basicamente são dois comandos: o 10h para a saída de som digitalizado de 8 bits e o 20h para a entrada de som digitalizado de 8 bits.

Para a configurar o DSP para trabalhar com o DMA, devem ser utilizados os comandos correspondentes listados no capítulo 6 do Hardware Programming Reference no Developer Kit for Sound Blaster® Series [Creative Labs., 1996b].

	<b>10h</b>	<b>Saída de som digitalizado de 8 bits em modo direto</b>			
<b>Saída</b>	10h				
<b>Notas</b>	Saída de um dado de som digitalizado sem sinal de 8 bits do DSP. O programa aplicativo é responsável pelo controle da taxa de amostragem.				
	A seqüência de transferência é:				
	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Enviar comando 10h.</li><li>2. Enviar um dado de som digitalizado de 8 bits.</li><li>3. Esperar o tempo adequado e repetir os passos 1 e 2 até que todos os dados sejam enviados ao DSP.</li></ol>				
<b>Portabilidade</b>	1.xx	2.00	2.01+	3.xx	4.xx

---

**20h      Entrada de som digitalizado de 8 bits em modo direto**

**Saída**                      20h

**Notas**                      Entrada de um dado de som digitalizado sem sinal de 8 bits para o DSP. O programa aplicativo é responsável pelo controle da taxa de amostragem.

A sequência de transferência é:

- 1. Enviar o comando 20h.
- 2. Ler um dado de som digitalizado de 8 bits.
- 3. Esperar o tempo adequado e repetir os passos 1 e 2 até que o último dado seja processado.

**Portabilidade**

1.xx	2.00	2.01+	3.xx	4.xx
------	------	-------	------	------

---

**E1h      Obter o número da versão do DSP**

**Saída**                      E1h

**Notas**                      Depois de enviar este comando, devem-se ler dois valores de 8 bits do DSP. O primeiro byte representa a parte inteira e o segundo a parte decimal do número da versão do DSP.

**Portabilidade**

1.xx	2.00	2.01+	3.xx	4.xx
------	------	-------	------	------

---



## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ALMEIDA, Maria Aparecida F. **Filtragem Digital de Sinais Biomédicos**. Florianópolis 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

ARDIGO, Julíbio David. **Polígrafo Computadorizado para Sinais Biomédicos**. Florianópolis 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

BARRY, D. T.; WOOD, J. Time Frequency Transforms of the Human First Heart Sound. In: NAGEL Joachin H.; SMITH, William M. (ed) Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (13: 5: 1991: Orlando, Florida). **Proceedings...** IEEE, 1991. p. 2097 - 2098.

BECKWITH, Thomas G.; MARANGONI, Roy D.; LIENHARD, John H. **Mechanical Measurements** ed. 5. USA: Addison-Wesley, 1995. cap. 4.

BERMUDEZ, José Carlos M. **Filtragem Digital**. Curso proferido no II CIPEEL - UFSC, Florianópolis, 4 - 8 nov. 1996.

BERTONHA, Eduardo Giometti. **Gravador Holter Digital**. Florianópolis 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

BIO-TEK INSTRUMENTS. **ECG Performance Analyzer Model ECG Plus: User's Guide**. 1989

BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **The Biomedical Engineering Handbook**. CRC and IEEE, 1995. cap. 13 e 55.

CALVERT, Charlie. **Programando Aplicações em Windows com C & C++**. Rio de Janeiro: Berkeley, 1994.

COIMBRA, Alexandre José Fernández. **Análise Computadorizada de Sinais Bioelétricos**. Florianópolis 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

CREATIVE LABS., INC. **Sound Blaster Developer Kit**.

World Wide Web: <http://www.creativelabs.com>.

Página direta: <http://www.creaf.com/wwwnew/tech/devcnr/devcnr.html>.

FTP: <ftp://creaf.com>

Localização FTP: [/pub/creative/files/devinfo](ftp://pub/creative/files/devinfo)

Nome do arquivo: ctsbk2.exe. 2. ed. 1996.

\_\_\_\_\_. **Developer Kit for Sound Blaster Series: Hardware Programming Reference**. 2. ed. 1996.

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. **Programmer's Guide**. 2. ed. 1996.

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. **Library Reference**. 2. ed. 1996.

\_\_\_\_\_. **Sound Blaster 16: Getting Started**. Manual do usuário. 1996.

\_\_\_\_\_. **Sound Blaster 16 PnP Software: For Windows 95 and Windows 3.1/DOS**. 1996. 1 disco compacto. 1713310093-1

DOEBELIN, Ernest O. **Measurement Systems: Application and Design**. 4. ed. Singapore: McGraw-Hill, 1990. p. 498-524.

DUNCAN, Ray. **MS-DOS Avançado: Guia do Usuário**. São Paulo: Makron Books, McGraw-Hill, 1991.

DURAND, L. -G.; PIRABOT, P.; LANGLOIS, Y. -E. et al. Spectral Signature of Clousure Sounds Produced by Native and Bioprosthetic Valves Implanted in the Mitral Position of the Dog's Heart In: NAGEL Joachin H.; SMITH, William M. (ed) Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (13: 5: 1991: Orlando, Florida). **Proceedings...** IEEE, 1991. p. 2105 - 2106.

FERREIRA, Aurélio Buarque de Holanda. **Novo Dicionário Aurélio da Língua Portuguesa**. 2 ed. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1996.

FOKAPU, O.; GIRARD, J. P. ECG Beat-to-Beat Time and Frequency Analysis. In: NAGEL Joachin H.; SMITH, William M. (ed) Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (13: 5: 1991: Orlando, Florida). **Proceedings...** IEEE, 1991. p. 645 - 646.

GARCIA, Renato Ojeda. **Simulador de Sinais de ECG e Som Cardíaco baseado em Microprocessador**. Florianópolis 1986. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

GUREWICH, Ori; GUREWICH, Natan. **Como Criar Aplicações de Mundo Real Visual Basic 3 for Windows**. Rio de Janeiro: Axcel Books, 1994.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Textbook of Medical Physiology**. 9 ed. Pensylvania: W. B. Saunders, 1996. cap. 9, 23.

HAMPTON, John R. **Descomplicando o Eletrocardiograma: O ECG Fácil**. 4 ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1994.

HOLZNER, Steven e PETER NORTON GROUP. **Visual Basic for Windows Versão 3.0**. Rio de Janeiro: Campus, 1994.

HOUSSAY, Bernardo A. **Fisiologia Humana**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1984. cap. 12.

INTEL CORPORATION. **Component Data Catalog: 8253/8253-5** Programmable Interval Timer. California: 1984.

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. **8257/8257-5 Programmable DMA Controller**. California: 1984.

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. **8259A/8259A-2/8259A-8 Programmable Interrupt Controller**. California: 1984.

LABTEC INTERPRISES. **Products Specifications Chart**.

World Wide Web: <http://www.labtec.com/>

Página direta: <http://www.labtec.com/f-specs.html>. 1997

MARQUES, Fernanda Isabel. **Video-Urofluxômetro Computadorizado**. Florianópolis 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

MICROSOFT CORPORATION. **Microsoft Visual Basic: Programming System for Windows Version 3.0: Professional Features Book 1**. 1993

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. **Programming System for Windows Version 3.0: Programmer's Guide**. 1993

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_.: Programming System for Windows Version 3.0: Language Reference. 1993

MIZRAHI, Victorine Viviane. **Treinamento em Linguagem C: Módulo 1.** São Paulo: McGraw-Hill, 1990.

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_.: Módulo 2. São Paulo: McGraw-Hill, 1990.

MOUNTCASTLE, Vernon B. **Fisiologia Médica** 13 ed. Rio de Janeiro: Guanabara - Koogan, 1978. v. 1, cap. 35.

MOORE, Martin L. **Sound Blaster: O Livro Definitivo.** Rio de Janeiro: Campus, 1994.

NORTON, Peter; SOCHA, John. **Linguagem Assembly para IBM PC.** 1 ed. Rio de Janeiro: Campus, 1989.

NORTON, Peter. **Guia do Programador para IBM PC.** 1 Reimp. Rio de Janeiro: Campus, 1989.

OPPENHEIM, Alan V.; WILLSKY, Alan S.; YOUNG, Ian T. **Signals and Systems.** New Jersey: Prentice-Hall, 1983. cap. 8.

PERRY, Paul. **Guia de Desenvolvimento Multimídia.** São Paulo: Berkeley, 1994.

PORTO, Celso Celso (Ed.) **Fisiologia Médica.** 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1990. p. 309-325.

PROAKIS, John G.; MANOLAKIS, Dimitris G. **Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications**. 3 ed. New Jersey: Prentice-Hall, 1989. cap. 1.

RAVIN A, Abe (Apres.). **Cardiac Auscultation**. Merck Sharp & Dohme. 1968. 12 discos vinil.

RIDGE, Piter; GOLDEN, David M.; LUK, Ivan et al. **O Livro Oficial de Soud Blaster**:. São Paulo: Makron Books, 1994.

RODRIGUES, Marco Aurélio Benedetti. **Sistema de Aquisição de Sinais Bioelétricos**. Florianópolis 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica) - Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.

ROLFE, Peter (Ed.) **Non-Invasive Physiological Measurements**. Londres: Academic Press, 1979. v. 1, cap. 10.

RUCH, Theodore C.; PATTON, Harry C. (Ed.) **Physiology and Biophysics: Circulation, Respiration and Fluid Balance**. ed. 20. Philadelphia: W. B. Saunders, 1974. v. 1, cap. 19, 20.

\_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. ed. 20. Philadelphia: W. B. Saunders, 1974. v. 2, cap. 7.

**RUÍDOS Cardíacos: Guia Prático**. Merck Sharp & Dohme. 19--. 1 cassette son. (60 min): estéreo.

SANTOS, Jeremias René Descartes dos; RAYMUNDI Jr., Edison. **Programando em Assembler 8086/8088**. São Paulo: Makron Books, McGRaw-Hill, 1989.

SAVA, Herkole P.; McDONNELL, J. T. Edward. Spectral Composition of Heart Sounds Before and After Mechanical Heart Valve Implantation Using a Modified Forward-Backward Prony's Method. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 43, n. 7, p. 734-742, jul. 1996.

SCHILD, Herbert. **C Completo e Total**. São Paulo: Makron Books, McGraw-Hill, 1990.

SEGAL, Bernardo; NAKAJUNE, Cesar Kaiyo; CELESTINO, Sílvia Alves. **Conhecendo a família 80486: Hardware e Software**. São Paulo: Érica, 1992.

SWISSBRAS. **Diasyst Estetoscópio**. São José dos Campos, 199-. Catálogo de produto.

TANG, Yu; DANMIN, Chen; DURANT, L. G. The Synthesis of the Aortic Valve Closure Sound of the Dog by the Mean Filter of Forward and Backward Predictor. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 39, n. 1, p. 1-8, jan. 1992.

TYCOS INSTRUMENTS. **Sphygmomanometers, Stethoscopes & Accessories**. Arden, 199-. Catálogo de produto. p. 17-24

\_\_\_\_\_. **El Estetoscópio Spectrum de Tycos**. Arden, 199-. Catálogo de produto.

WAKERLY, John F. **Microcomputer Architecture and Programming**. USA: John Wiley & Sons, 1981.

WEBSTER, John G. Reducing Motion Artifacts and Interference in Biopotential Recording. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 31, n. 12, p. 823-826, dez. 1984.

\_\_\_\_\_. (Ed.) **Medical Instrumentation: Application e Design**. 2. ed. Boston: Houghton Mifflin, 1992. p. 378-389.

WODASKY, Ron. **Multimídia Além da Imaginação**. Rio de Janeiro: Ciência Moderna, 1994.